

Aus der Poliklinik für zahnärztliche Prothetik der Ludwig-Maximilians-Universität
München

Direktor: Prof. Dr. Daniel Edelhoff

**Mechanische Festigkeit und Verschleißverhalten von monolithischen
Zirkonoxidbrücken**

Dissertation zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnheilkunde an der
Ludwig-Maximilians-Universität München

vorgelegt von Anna-Victoria Clauss
aus München

2015

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der Universität München

Berichterstatter:	Prof. Dr. Florian Beuer
Mitberichterstatter:	Priv. Doz. Dr. Ekaterini Paschos Prof. Dr. Karin Huth
Mitbetreuung durch den promovierten Mitarbeiter:	Dr. Dipl. Ing. Kurt Erdelt
Dekan:	Prof. Dr. med. dent. Reinhard Hickel
Tag der mündlichen Prüfung:	09.12.2015

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
2	Literaturübersicht	2
2.1	Keramik - Ein Überblick	2
2.1.1	Historische Entwicklung	3
2.1.2	Werkstoffeigenschaften	5
2.2	Fertigung keramischer Restaurationen	9
2.2.1	Schichttechnik	9
2.2.2	Infiltrationskeramisches System	9
2.2.3	Gusstechnische Fertigung	10
2.2.4	Presstechnische Fertigung	10
2.2.5	Maschinelle Fertigung	11
2.3	Digitale Zahnmedizin	12
2.3.1	Historie	12
2.3.2	Ausblick	14
2.3.3	CAD CAM System (Amann Girrbach)	15
2.4	Einteilung der Dentalkeramiken	18
2.4.1	Silikatkeramiken	18
2.4.2	Hybridkeramiken	20
2.4.3	Oxidkeramiken	21
3	Ziel der Arbeit	26
4	Material und Methode	27
4.1	Übersicht	27
4.2	Material	29
4.3	Vorversuche	30
4.4	Herstellung der Prüfkörper	30
4.4.1	Herstellung der Gipsmodelle	31
4.4.2	Herstellung der Kunststoffmodelle	31
4.4.3	Herstellung der Zirkonoxidbrücken	32
4.5	Künstliche Alterung	39
4.5.1	Aufbau des Kausimulators	39
4.5.2	Durchführung der Kausimulation	39
4.6	Bruchwertbestimmung	41
4.6.1	Aufbau der Universalmaterialprüfmaschine	41

4.6.2	Durchführung des Bruchlastversuchs	41
4.7	Fraktographische Analyse	43
4.7.1	Aufbau des Sputter Coater	43
4.7.2	Vorbereitung der Proben	43
4.7.3	Aufbau des Rasterelektronenmikroskops	44
4.7.4	Durchführung der REM Analyse	44
4.8	Lichttransmissionsmessung	45
4.8.1	Herstellung der Zirkonoxidplättchen	45
4.8.2	Aufbau des Spectrophotometers	48
4.8.3	Durchführung der Lichttransmissionsmessung	48
5	Ergebnisse	50
5.1	Ergebnisse des Bruchlastversuchs	50
5.1.1	Einfluss der Alterung innerhalb der Gruppen	51
5.1.2	Einfluss der Verbinderschichtstärke innerhalb einer Materialgruppe	55
5.1.3	Einfluss des Materials auf die Bruchfestigkeit	58
5.2	Rasterelektronenmikroskopische Analyse der Bruchfragmente	59
5.2.1	Aufnahmen der Gruppe I	60
5.2.2	Aufnahmen der Gruppe II	60
5.2.3	Aufnahmen der Gruppe III	61
5.2.4	Aufnahmen der Gruppe IV	61
5.3	Ergebnisse der Transluzenzmessung	62
5.3.1	Vergleich Gruppe I und II	63
5.3.2	Vergleich Gruppe III und IV	64
5.3.3	Vergleich Gruppe I und III	65
5.3.4	Vergleich Gruppe II und IV	66
6	Diskussion	67
6.1	In-Vitro-Untersuchung	67
6.2	Material und Methode	67
6.2.1	Kausimulation	72
6.2.2	Bruchlastversuch	73
6.2.3	Transluzenzmessung	74
6.2.4	Rissvermeidung	75
6.2.5	Antagonistenverschleiß	76
6.3	Diskussion der Ergebnisse	78
6.3.1	Einfluss der Alterung auf die Bruchfestigkeit	78
6.3.2	Einfluss der Verbinderschichtstärke	79

6.3.3	Einfluss des Materials auf die Bruchfestigkeit	80
6.3.4	Transluzenzmessung	80
6.4	Schlussfolgerung für die Praxis	82
7	Zusammenfassung	83
8	Literaturverzeichnis	85
9	Anhang	92
9.1	Abbildungsverzeichnis	92
9.2	Tabellenverzeichnis	94
9.3	Abkürzungsverzeichnis	95
9.4	Verwendete Materialien	96
9.5	Verwendete Software	96
9.6	Verwendete Geräte	97
10	Danksagung	99

1 **Einleitung**

Mit den gestiegenen ästhetischen Ansprüchen des modernen Patienten und den aktuell sehr hohen Edelmetallpreisen rücken zahnfarbene, vollkeramische Versorgung in den Mittelpunkt der heutigen Zahnarztpraxis [1]. Im Gegensatz zu gingivalen Verfärbungen und den, beim Rückgang des Weichgewebes sichtbar werdenden dunklen Metallrändern bei herkömmlichen metallkeramischen Versorgung, ist eine vollkeramische Versorgung optimal dem Zahn angepasst und lässt den Gingivalsaum natürlich rosa erscheinen. Ein Übergang von Restauration zum Zahn ist selbst nach vielen Jahren für das Auge oft nahezu unsichtbar.

Keramik besitzt sowohl lichtleitende, als auch lichtbrechende Eigenschaften, sie ist abrasionsstabil und chemisch inert, d.h. sie verhält sich chemisch neutral zu anderen Restaurationsmaterialien im Mund und ist somit sehr gut biologisch verträglich [2-4].

Die stetig fortschreitende Entwicklung im Bereich computergestützter Fertigungsmethoden von Zahnersatz, insbesondere bei der Herstellung von vollkeramischen Versorgung und der damit einhergehenden Verbesserung keramischer Werkstoffe hinsichtlich ihrer Bruchfestigkeit und Lichtdurchlässigkeit bedeutet nicht nur im Hinblick auf die Langzeitstabilität im Mund und die Zufriedenheit der Patienten einen großen Vorteil, sondern erleichtert auch das Zusammenspiel von Zahntechniker und Zahnarzt. Seit Etablierung der hochfesten Gerüstkeramik Zirkonoxid vor mehr als zwanzig Jahren konnten erstmals sowohl weitspannige, langzeitstabile Brücken im Seitenzahnggebiet, als auch Implantatsuprastrukturen metallfrei gestaltet werden [5-7].

Trotzdem der Werkstoff zunächst als „weißer Stahl“ gelobt wurde, konnte er anfangs nicht allen Erwartungen gerecht werden [7]. Es kam zu Verblendkeramikfrakturen und Randpassungsschwierigkeiten, ästhetische Anforderungen wurden nur bedingt erfüllt [8-10]. Um dieser Problematik entgegen zu wirken, versuchte man mit dem Einsatz von monolithischem Zirkonoxid kohäsive Abplatzungen von Teilen der keramischen Verblendung, dem sog. Chipping, zu vermeiden [11]. Ein weiterer Vorteil war der geringere Aufwand bei der Herstellung der Versorgung. Eine große Herausforderung liegt nun in der Verbesserung der Lichtdurchlässigkeit der monolithischen Keramik, ohne diese jedoch auf Kosten der positiven Werkstoffeigenschaften zu erzwingen [6].

2 Literaturübersicht

2.1 Keramik - Ein Überblick

Eine allgemeine Einteilung der Keramiken, als nichtmetallische, anorganische Werkstoffe, die weitestgehend wasserbeständig und zu einem großen Teil oder ganz kristallin sind, kann grundsätzlich über das Anwendungsgebiet (Gebrauchskeramik, Baukeramik, technische Keramik) oder die Herstellungsmethodik (Sintern, Pressen, Gießen, computergestütztes Verfahren) erfolgen [12, 13]. Im Bereich der Dentalkeramiken erscheint vor allem die Einteilung nach der chemischen Zusammensetzung (Silikatkeramik, Oxidkeramik, Nichtoxidkeramik) als sinnvoll, da über diese Rückschlüsse auf die Festigkeitseigenschaften gezogen werden können [14].

Mit dem Begriff der *Gebrauchskeramik* werden alltägliche Gegenstände wie z.B. das Keramikgeschirr oder Keramikmesser bezeichnet. Die *Baukeramik* ist ein Sammelbegriff für Baumaterialien aus gebrannten, tonhaltigen Rohstoffen. Darunter fallen Fliesen, Ziegel, Abwasserrohre oder Skulpturen [15]. Dentalkeramiken, die zu den *technischen Keramiken* gezählt werden und deren Grundlage das Porzellan bildet, können in zwei große Gruppen unterteilt werden: Die Silikatkeramiken und die Oxidkeramiken.

Diese Werkstoffe lassen sich nicht nur in der Art und Morphologie des Gefüges, sondern auch in der chemischen Zusammensetzung der Ausgangspulver unterscheiden, da diese die materialspezifischen Eigenschaften, wie z.B. Festigkeit, Sprödigkeit oder die Lichtdurchlässigkeit bestimmen [16].

Klassisch für die Herstellung der im Dentalbereich verwendeten Keramik ist das *Sintern*, womit die Verdichtung eines Pulvers oder eines porösen Körpers gemeint ist, der durch eine Temperaturbehandlung unterhalb des Schmelzpunktes erreicht wird und eine dreidimensionale Schrumpfung zur Folge hat [16]. Das pulverförmige Material wird mit Flussmitteln wie Natriumkarbonat oder Kaliumkarbonat vermischt, auf einem feuerfesten Zahnstumpf aufgebracht und erreicht bei Temperaturen zwischen 700°C und 2000°C, bei dem die Pulverpartikel miteinander reagieren, seinen Festkörperzustand [17, 18]. Die Schichttechnik ermöglicht dabei einen individuellen Farbverlauf des wiederherzustellenden Zahnes. Jedoch muss eine Schrumpfung bedingt durch die Verdichtung des Materials beim Brand berücksichtigt werden [19].

Im Gegensatz dazu wird bei der *Heißumformung* bzw. beim *Pressverfahren* die Restauration zunächst in Wachs modelliert, mit Spezialmasse eingebettet und anschließend ausgebrannt. Die Keramik wird in die entstehende Hohlform gepresst. Auch bei dieser Technik muss die thermische Schrumpfung beim Abkühlen beachtet werden [19]. Beim *Gießverfahren* werden keramische Kronen in anatomisch korrekter Form aus einem speziellen Silikatglas mit speziellen Einbettmassen und Gusschleudern hergestellt. Eine anschließende Hitzebehandlung bewirkt die Kristallisierung der Glasstruktur. Bei der *Schlickertechnik* wird ein Aluminiumoxid Pulver als wässrige Suspension auf einem feuerfesten Stumpf aufgebracht und im Keramikofen bei circa 1120°C porös gesintert [2]. Die endgültige Festigkeit erreicht das Material durch Infiltration von Lanthanglas in diese poröse Struktur.

Für die *computergestützte Herstellung* keramischer Restaurationen werden industriell vorgefertigte homogene Keramikblöcke nach dem Einscannen der Situation entweder im Mund des Patienten, oder am Modell und nach virtueller Konstruktion der Restauration maschinell ausgefräst und materialabhängig gebrannt, oder direkt „chairside“ eingesetzt.

2.1.1 Historische Entwicklung

Man kann Keramik als Überbegriff für alle nichtmetallischen, anorganischen Werkstoffe, die einen kristallinen Anteil von mehr als 30% aufweisen, bezeichnen [20]. Sprachwissenschaftlich leitet sich der Begriff aus dem Griechischen ab. Hier wird das Wort „*keramos*“ mit „Töpferton“ oder „aus Ton gebrannter Stoff“ übersetzt. In Südchina zeugten erste Funde von Kaolin um 1000 n. Chr. von der frühen Verwendung dieses Materials. Im 18. Jahrhundert wurde die Stadt Meißen, ähnlich wie Wien und Venedig, durch den Naturforscher Johann Friedrich Böttger berühmt für seine Porzellanmanufaktur. Wenig später entwickelte der französische Apotheker Alexis Duchateau zusammen mit dem Dentisten Dubois de Chemant eine spezielle Porzellanmasse, mit der es erstmals möglich war, industriell gefertigte Totalprothesen aus Keramik herzustellen [21]. Heutzutage haben Kunststoffzähne Zähne aus Porzellan, aufgrund ihrer schwierigen Verankerung in der Acrylat Prothesenbasis und der starken Abnutzung der Antagonisten, größtenteils ersetzt [18].

Ende des 20. Jahrhunderts übernahmen keramische Werkstoffe in größerem Umfang in der Automobilindustrie zur Gewichtsreduzierung oder Wärmeisolation von Motoren

eine wichtige Funktion. Auch bei Hochspannungsleitungen wurde Keramik als Isolator eingesetzt. In Kernkraftwerken dient sie als Brennstoff-Strukturelement oder als Absorbentia [22]. Selbst Computerchips werden teilweise aus Keramik hergestellt.

In der Humanmedizin ist die Keramik als Material beim Ersatz von Gelenken in Form künstlicher Hüft- oder Kniegelenke bewährt. Aufbauend auf diesen Erfahrungen werden keramische Werkstoffe auch in der Zahnheilkunde zunehmend und umfangreich eingesetzt [1, 23].

Eine von Charles Land 1896 erfundene und 1903 eingeführte Krone aus Vollkeramik, die sogenannte „Jacket Krone“, erfreute sich großer Beliebtheit [24, 25]. Aufgrund der sehr natürlich erscheinenden Farbe wurde diese Mantelkrone bei hohen ästhetischen Ansprüchen vor allem im Frontzahnbereich eingesetzt [26].

Wegen der schwierigen zahntechnischen Herstellung, einer geringen mechanischen Belastbarkeit, mit in Folge häufig auftretenden Frakturen und aufgrund des enormen Zahnhartsubstanzverlust durch eine stufenförmige Präparation wurden später jedoch stabilere Metallgerüste eingesetzt, die aufgrund ihrer erhöhten Bruchsicherheit auch im Seitenzahngebiet verwendet werden konnten [26].

Die Firma VITA (VITA Zahnfabrik, H. Rauter GmbH, Bad Säckingen) entwickelte ein Verfahren zur keramischen Verblendung dieser Metallgerüste. Die ästhetische Erscheinung der VMK Kronen (VITA Metall Keramik), bzw. Brücken war jedoch nicht immer zufriedenstellend und es kam häufig zu Abplatzungen im Verbundbereich von Metall und Aufbrennkeramik. Ein möglicher Erklärungsansatz hierfür ist das Missverhältnis der Wärmeausdehnungskoeffizienten des Gerüst- und Verblendwerkstoffes [27].

1965 entdeckte McLean, dass ein Zusatz von Al_2O_3 die mechanischen und physikalischen Eigenschaften der Feldspatkeramik entscheidend verbessert [23].

Mit dem In-Ceram-System bot die Firma VITA 1989 eine von Mikael Sadoun entwickelte Vollkeramik mit einem Aluminiumoxidanteil von bis zu 85% an [28]. Später wurde mit In-Ceram-Spinell ein transluzenteres Material mit zusätzlichem Magnesiumoxidanteil eingeführt [28]. Gerüste aus hochfester Keramik ersetzen zunehmend die aus Metall [29].

Mit der rasanten Weiterentwicklung von Hard- und Software im Bereich computergestützter, maschineller Mess- und Fertigungstechnik und der damit einhergehenden Werkstoffverbesserung im CAD/CAM (computer aided design/

computer aided manufacturing) Bereich war es den Behandlern seit den 90er Jahren möglich, patientenindividuelle vollkeramische Restaurationen in Form von Inlays oder Teilkronen in einer Sitzung direkt am Behandlungsstuhl, also „chairside“, oder in Zusammenarbeit mit dem Zahntechniklabor „labside“ herzustellen und einzusetzen.

Im Seitenzahngebiet ersetzten Gerüste aus hochfester Keramik - meist Yttrium stabilisierte Zirkonoxidkeramik - zunehmend diejenigen aus Metall. Anfänglich konnte Zirkonoxid lediglich im dichtgesinterten Zustand bearbeitet werden. Dies bedeutete neben langen Fräszeiten auch einen erhöhten Verschleiß an Werkzeugen.

1999 führte die Firma Degussa (Degussa Dental GmbH, Hanau-Wolfgang) mit dem Cercon-System ein Verfahren ein, mit dem erstmals die Weißkörperbearbeitung möglich war. So konnten homogene vorgesinterte Zirkonoxidrohlinge, die nach dem maschinellen Fräsvorgang eine Restporosität aufwiesen, ohne großen Materialverschleiß nachgearbeitet werden. Die endgültige Festigkeit erreichten die Weißlinge nach dem anschließenden Sinterbrand.

Seit einiger Zeit wird nicht mehr nur Zahnersatz aus Zirkonoxid hergestellt, sondern auch keramische Klebebrackets aus Zirkonoxid in der Kieferorthopädie verwendet [29, 30].

Neben den ursprünglich aus Titan gefrästen Implantaten, haben seit den 70er Jahren auch Implantate aus Aluminiumoxid aufgrund ihrer Vorteile vor allem in ästhetisch schwierigen Situationen und ihrer hohen Gewebeverträglichkeit an Bedeutung gewonnen [31, 32]. Man differenziert zwischen vollständig aus Oxidkeramik hergestellten Aufbauten und den Abutments, deren gefräster Keramikanteil mit einer Titanbasis verklebt ist [33].

2.1.2 Werkstoffeigenschaften

Unter dem Überbegriff vollkeramischer Dentalwerkstoffe lassen sich verschiedene Materialien mit unterschiedlichen Eigenschaften klassifizieren. Sie besitzen ähnliche natürliche Rohstoffe wie Porzellan, unterscheiden sich jedoch hinsichtlich ihrer Zusammensetzung deutlich und sind damit den Gläsern ähnlicher [21]. Die folgende Tabelle (Tab.: 2-1) soll den Unterschied zwischen zahnärztlicher Keramik und Porzellan zeigen:

	Dentalkeramik	Porzellan
Feldspat $6 \text{ SiO}_2 \text{ AlO}_3 \text{ K}_2\text{O}$	60-80m %	20-30m %
Quarz SiO_2	15-25m %	20-25m %
Kaolin $\text{Al}_2 [\text{Si}_2\text{O}_5] (\text{OH})_4$	0-5m %	40-60m %

Tab.: 2-1 Hauptbestandteile der Keramik [17]

Durch Zugabe von *Kaolin* als wesentlichen Bestandteil der Porzellane weisen diese nur eine geringe Neigung auf, während des Brennprozesses ihre Form zu verlieren. Kaolin, auch bekannt als Porzellanerde, ist zusätzlich verantwortlich für die opake Farbe [34]. Ein weiterer wichtiger Bestandteil der Porzellane ist *Quarz*, welcher für die Härte des Materials von Bedeutung ist. Kristalliner Quarz (SiO_2) dient zudem als Magerungsmittel in dentalkeramischen Massen und sorgt aufgrund seines thermovolumetrischen Verhaltens für eine Schwindungsminimierung [5]. *Feldspat* wird den Porzellanen als Flussmittel beigemischt [34].

Im weitesten Sinne versteht man unter den Gläsern amorphe, d.h. ohne Kristallisation erstarrte Schmelze, deren Hauptbestandteil Siliziumdioxid ist [34]. Betrachtet man nun die zahnärztlichen Keramiken unterscheiden sich grundsätzlich mehrphasige amorphe Silikatkeramiken von glasinfiltrierten und von polykristallinen Keramiken, wie z.B. der Aluminiumoxid- oder der Zirkonoxidkeramik, bei der die Kristallbildung mit einer Keimbildung beginnt. Diese sog. polykristallinen Werkstoffe weisen in der Regel mechanisch günstigere Materialeigenschaften auf [16].

Folgende werkstoffkundliche Parameter spielen bei der Beurteilung mechanischer Eigenschaften einer Keramik eine große Rolle:

Die *Druckfestigkeit* beschreibt die Widerstandsfähigkeit eines Materials gegenüber der Einwirkung von Druckkräften [1].

Die *Biegefestigkeit* dagegen ist der Widerstand eines Werkstoffes auf eine einmalige spontane Belastung im Augenblick des Bruches [5]. Sie stellt die Fähigkeit eines Materials dar, einer Kombination aus Druck,- und Zugbelastung standzuhalten [18, 19]. Die Biegefestigkeit wird maßgeblich von der chemischen Zusammensetzung und dem Gefüge des Materials beeinflusst [5]. Aufgrund der kristallinen Struktur keramischer Werkstoffe ist die Druckfestigkeit circa um den Faktor 10 höher, als die Biegefestigkeit, die wiederum umso größer ist, je homogener eine Keramik hergestellt wurde [1, 24]. Im zahnärztlichen Bereich verwendete Keramiken können je nach Zusammensetzung Biegefestigkeitswerte von 50 MPa für leuzitverstärkte Keramiken und 1000 MPa für Zirkonoxid aufweisen [19]. Noch höhere Werte weisen Zirkonoxidkeramiken mit einem Aluminiumoxidanteil von 25% auf. Diese werden

speziell in der Implantologie von der Firma Z-Systems (Z-Systems AG, Oensingen, Schweiz) verwendet [32].

Die *Riss- oder Bruchzähigkeit* beschreibt den Widerstand, den ein Material einem sich ausbreitenden Riss entgegensetzt [24, 35]. Je spröder und damit rissanfälliger eine Keramik ist, desto kleiner ist entsprechend der Wert der Risszähigkeit [35].

Das grundsätzlich unterschiedliche Verhalten von Keramiken zu metallischen Materialien liegt in der atomaren Bindungsstruktur begründet. Keramiken sind bezüglich dieser Eigenschaft den Metallen weit unterlegen. Wird die Elastizitätsgrenze überschritten, führt das unweigerlich zur Fraktur des Materials, da die kovalent-ionische Mischbindungen keinerlei plastische Verformung zulassen [1, 24]. Vor allem bei der dentaltechnischen Herstellung der Keramik spielt die Risszähigkeit eine wichtige Rolle, so können sowohl verarbeitungsbedingte Poren oder Einschlüsse im Material als auch durch zyklische Kautbelastung auftretende Risse zu einer verringerten Risszähigkeit führen [1, 36].

Mit dem *unterkritischen Risswachstum* bezeichnet man eine bestimmte Geschwindigkeit mit der sich ein schon bestehender Mikroriss unter statischer oder dynamischer Belastung fortpflanzt und unterhalb der Biegefestigkeit zur Fraktur führt [35]. Je größer diese ist, desto länger wird ein Bruchversagen verzögert [19].

Da Keramiken als spröde Werkstoffe zu unterkritischem Risswachstum neigen, wird durch das Einfügen von kristallinen Partikeln, die einen festen Verbund zur Glasmatrix aufweisen, versucht, einer Ausbreitung des Risses entgegenzuwirken [19, 35]. Beide Parameter sind in Abhängigkeit des umgebenden intraoralen Milieus zu betrachten.

Eine weitere wichtige Kenngröße vor allem beim Verbund zweier Materialien ist der *Wärmeausdehnungskoeffizient* (WAK). Er ist sowohl von der Kristallstruktur, als auch von den Bindungskräften innerhalb eines Materials abhängig und nimmt mit zunehmender Schmelztemperatur von Elementen und Verbindungen ab [37].

Da die Wärmeausdehnungskoeffizienten unterschiedlicher Phasen bei hohen Temperaturen anders reagieren, kommt es beim Abkühlungsvorgang zu einer Kontraktion, die innere Spannungen hervorruft und Ursache von Mikrorissen zwischen den einzelnen Körnern sein kann [37]. Insbesondere bei Aufbrennkeramiken, wie z.B. der Silikatkeramik, muss dieser thermische Expansionskoeffizient genau auf den des Gerüsts, z.B. einer Oxidkeramik, abgestimmt werden, da es sonst während des Abkühlens zum Bruch oder zum

Abplatzen der Verblendung kommen kann [18]. Der WAK der Verblendkeramik sollte geringfügig niedriger sein, als der des Gerüsts, sodass Spannungen in beiden Materialien möglichst umgangen werden [1].

Mit der Ausbildung von Leuzitkristallen in der schmelzflüssigen Phase kann die hohe Viskosität und die Standfestigkeit der Keramik verbessert, eine Rissablenkung erreicht und der WAK positiv beeinflusst werden [5].

Ein weiterer Vorteil der Keramiken gegenüber anderen Restaurationsmaterialien ist die deutlich geringere Plaqueanlagerung an der glasierten Keramikoberfläche [24]. Gingivitiden wurden im Gegensatz zu rein metallischen Versorgungungen wie etwa der klassischen NEM Krone (Nichtedelmetall Krone) oder metallverblendeten Versorgungungen seltener beobachtet. Zudem gewährleistet Keramik einen besseren Schutz vor thermischen Reizen [38].

Keramik besitzt mit $0,0025 \text{ cal/sec/cm}^2$ eine ähnliche Wärmeleitfähigkeit wie natürlicher Zahnschmelz mit $0,0022 \text{ cal/sec/cm}^2$ und schützt den empfindlichen Zahn besser vor Temperaturveränderungen im Mund [18].

Einen Überblick über die vollkeramischen Systeme soll folgende Abbildung (Abb.: 2-1) geben:

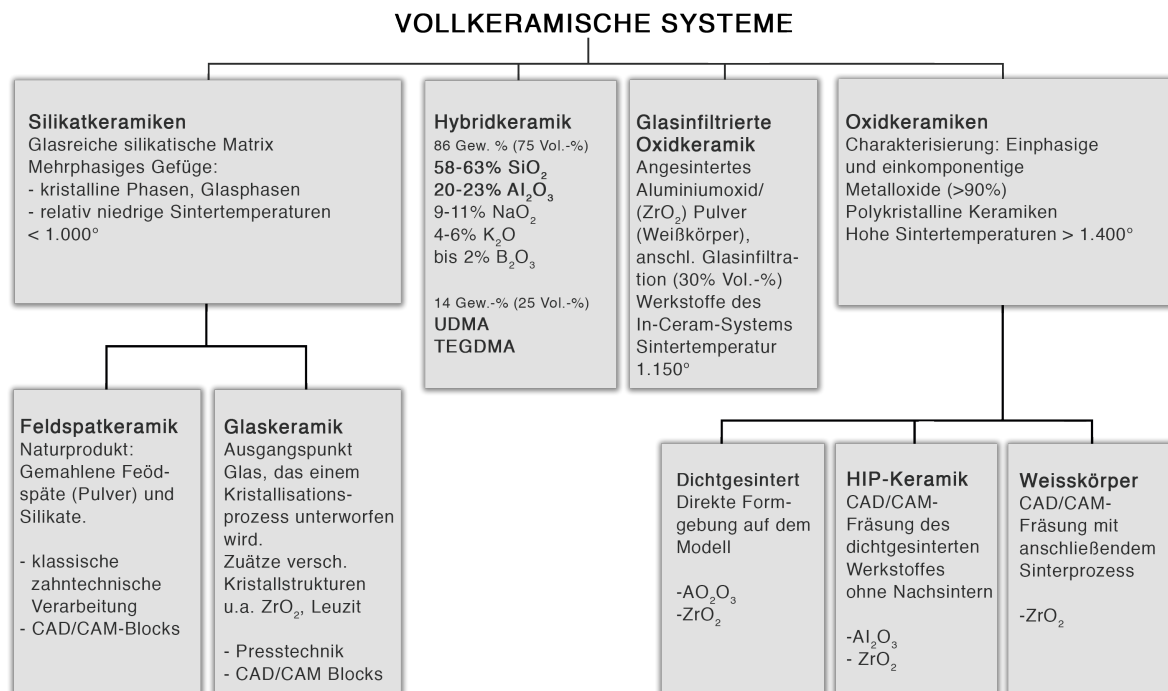


Abb.: 2-1 Einteilung vollkeramischer Systeme

2.2 Fertigung keramischer Restaurationen

2.2.1 Schichttechnik

Die Schichttechnik ermöglicht den natürlichen Farbaufbau der Restauration unter Verwendung von individuell geschichteten Dentin- und Schmelzmassen. Die pulverförmige Ausgangsmasse wird mit Wasser angereichert und kann schließlich modellierend auf den Gipsstumpf aufgebracht werden. Eine Kondensierung sollte zur Verringerung des Volumenschwundes, der bis zu 40% betragen kann, und zur Erhöhung der Brennobjektdichte stattfinden [26]. Die Keramik wird zur Entgasung, zur Erhöhung der Dichte, zur Festigkeitssteigerung und zur Verbesserung der Transparenz, der Farbsicherheit und der Polierbarkeit unter Vakuum gebrannt [26]. Angewendet wird diese Technik noch immer in großem Umfang zur Beschichtung und Verblendung von Hartkerngerüsten, wie Gerüsten aus Zirkonoxid oder metallischen Gerüsten [26].

2.2.2 Infiltrationskeramisches System

Diese Technik wurde 1986 von Sadoun entwickelt und von der Firma VITA unter dem Namen In-Ceram auf den Markt gebracht [26].

Im ersten Schritt wird ein Gerüst aus feinkörnigem Aluminiumoxid Pulver mit einer Teilchengröße von 2.5 μm , welches zuvor unter Ultraschall angemischt und im Vakuum verdichtet wurde, auf einem dupliziertem Spezialgipsmodell offenporig bei 1120°C im In-Ceramat Ofen vorgesintert [39, 40]. Der Sinterschwund beträgt dabei durchschnittlich 35 μm und kann im Vorhinein mit Hilfe eines aufgetragenen Distanzlackes kompensiert und in der Regel klinisch vernachlässigt werden [26]. Anschließend wird die Oberfläche mit einem Lanthanglaspulver beschichtet und bei 1100°C gebrannt. Das Pulver besteht aus Oxiden von Al, B, Ca, Ce, Fe, La, Mn, Nd, Si und Ti, wird vor dem Auftragen mit Wasser angemischt, die Farbe kann individuell bestimmt werden [26]. Die Glasschmelze dringt beim Infiltrationsbrand vollkommen in das offenporige Aluminiumoxidgerüst ein und bildet ein fast porenfreies Mikrogefüge [26]. Die daraus resultierenden erhöhten Festigkeitswerte betragen 400 MPa bis 600 MPa [40]. Die Keramik erfährt durch den Infiltrationsbrand keine Dimensionsänderung mehr.

Zuletzt wird eine Dentin- und Schmelzmasse, deren WAK von 7 an den WAK des Gerüstmaterials angepasst ist, aufgetragen und die Keramik erneut gebrannt. Diese

Technik wird bei der Herstellung von Kronen und Brücken im Seitenzahnbereich verwendet, da eine erhöhte Opazität der Gerüste weniger entscheidend ist.

2.2.3 Gusstechnische Fertigung

Die gusstechnische Verarbeitung von Keramik im schmelzflüssigem Zustand wurde von Dentsply DeTrey mit dem Material Dicor, einer glimmerverstärkten Glaskeramik entwickelt [26]. Die Glasschmelze ist mit Siliziumdioxid SiO_2 , den Metalloxiden K_2O und MgO angereichert und enthält zusätzlich das Fluorid MgF_2 , welches als Keimbildner dient und von dem aus die Kristallstrukturen gebildet werden [41]. Bei diesem Verfahren wird nach der Ausschmelzung der Wachsmodellation das transparente Glasmaterial durch Eingusskanäle vergossen [26].

Um eine intrastrukturelle Kristallisation zu erreichen, wird der Glasrohling mit einer Einbettmasse umgeben und bei 1075°C für 6 Stunden getempert [26]. Während der Keramisierung reagiert die Keramik mit der Einbettmasse und bildet stäbchenförmige Phlogophitkristalle, die später zur adhäsiven Befestigung über ein gebildetes Mikroretentionsrelief dienen [41]. Das opake Material kann durch wiederholtes Auftragen von Malfarben und anschließendem Brand farblich individualisiert werden [26]. Diese Art der Herstellung wird nur der Vollständigkeit halber erwähnt und findet derzeit keine Verwendung mehr am Markt.

2.2.4 Presstechnische Fertigung

Diese Verarbeitungstechnik wurde durch Wohlwend 1987 patentiert, und später als IPS Empress Systems von der Firma Ivoclar industriell vertrieben [26]. Es handelt sich um eine leuzitverstärkte Glaskeramik, die aus SiO_2 , Al_2O_3 , K_2O , Na_2O , B_2O_3 , CaO , BaO und TiO_2 besteht [26]. Sie wird in maschinell vorgefertigten, bereits gesinterten Blöcken mit unterschiedlichen Farben und Transluzenz auf dem Markt angeboten. Bei diesem Verfahren wird nach der Wachsausschmelzung die Keramik in eine Hohlform gepresst, wobei die Einbettmasse auf 850°C erwärmt werden muss. In einem speziellen Pressofen erfolgt letztendlich der Pressvorgang bei 1100°C und 3,5 bar [26].

Die Wachsmodellation kann 1:1 in die Keramikrestauration überführt werden, ohne dass es beim Brennvorgang zu einer Sinterschrumpfung kommt. In Presstechnik hergestellte keramische Restaurationen weisen eine exzellente Kantenstabilität und

eine sehr gute Passgenauigkeit auf. Durch den Leuzitanteil erhält die Keramik eine Festigkeit von ca. 160 MPa [26]. Zahnersatz aus IPS e.max Press weist eine Biegefestigkeit von 400 MPa auf.

Sollte eine Charakterisierung der Kaufläche notwendig sein, kann diese mit Hilfe von Malfarben zusätzlich individualisiert werden.

Die Herstellung von vollkeramischen Restaurationen wie Inlays, Onlays, Teilkronen oder Veneers und das Überpressen von Gerüsten aus Dentallegierungen oder aus hochfesten Keramiken ist mittels presstechnischer Fertigung möglich.

2.2.5 Maschinelle Fertigung

Mit dem Begriff der maschinellen Fertigung lässt sich der computergestützte Fräsvorgang industriell vorgefertigter Werkstoffrohlinge beschreiben. Dabei können nicht nur unterschiedliche Keramiken, sondern auch Kunststoffe oder Nichtedelmetalle bearbeitet werden.

Das Anwendungsspektrum konzentriert sich bei allen CAD/CAM Systemen, mit Ausnahme von CEREC („Ceramic Reconstruction“), auf die laborgefertigte Herstellung von dentalen Restaurationen. Für die Bearbeitung stehen drei- oder fünf-Achs Schleifmaschinen mit oder ohne Wasserkühlung zur Verfügung. Sie sind in der Lage selbst komplexe anatomische Formen und Unterschnitte auszufräsen.

Wird Lithiumdisilikatkeramik überwiegend für die Herstellung von Kronen in ästhetisch anspruchsvollen Bereichen verwendet, finden Hochleistungskeramiken aus Zirkonoxid als Gerüstmaterial oder monolithisch für die Restauration von Kronen und Brücken in stärker belasteten Bereichen Verwendung.

2.3 Digitale Zahnmedizin

2.3.1 Historie

Den Anfang der digitalen Technologie machten die USA Mitte des 20. Jahrhunderts im Bereich des Flugzeugbaus mit numerisch gesteuerten Werkzeugmaschinen [26]. Seit den 1970er Jahren erlangte die Digitalisierung nicht nur im restlichen Welt Einzug sondern erreichte vor allem in der Humanmedizin mit bildgebenden Verfahren wie z.B. Röntgen, Ultraschall oder der Nukleardiagnostik große Fortschritte.

Mit der Entwicklung digitaler Verfahren zur computergestützten Fertigung von Zahnersatz vor gut 25 Jahren begann ein steter Umbruch in der Zahntechnik und somit in der restaurativen Zahnheilkunde.

Im Dezember 1980 meldeten der Zahnarzt Prof. Werner Mörmann und der Elektroingenieur Dr. Marco Brandestini ein Patent für ein dentales CAD/CAM System an und führten im September 1985 die erste Behandlung für die Restauration eines Molaren im zahnärztlichen Institut der Universität Zürich durch, verwendet wurde eine Vita MK I Feldspatkeramik [42]. Der Patient konnte „chairside“ in nur einer Behandlungssitzung von der Abformung bis hin zur endgültigen Eingliederung des indirekten zahnfarbenen Zahnersatzes als Alternative zu dem bis dahin häufig verwendeten Amalgam versorgt werden [43]. 1987 führte Siemens das CEREC 1 System erstmals auf den Markt ein.

Die Zähne konnten intraoral mit Hilfe der Streifenlichtprojektion nach dem Prinzip der aktiven Triangulation abgetastet werden, wobei ein Messgitter dunkler und heller Streifen auf die Präparation projiziert wurde und die tiefentypische Verzerrung von einem Flächensensor mit 50 µm Auflösung in elektronische Signale umgesetzt werden konnte. Die Kamera wies dabei eine Tiefenschärfe von 10 mm auf, sodass auch tiefe Kavitäten erfasst werden konnten [44]. Mit Hilfe mehrerer Einzelaufnahmen konnten die Raumkoordinaten zusammengerechnet und auf dem Computer als dreidimensionales Bild dargestellt werden. Anschließend wurde eine vollanatomische Konstruktion virtuell erstellt und diese letztendlich aus einem Keramikblock herausgeschliffen. Professor Dr. Albert Mehl entwickelte das Modell der Biogenerik zur individuellen Kauflächengestaltung nach dem Vorbild natürlicher Okklusalfächen und ließ es sich 2002 patentieren. Seit 2006 ist die Biogenerik Bestandteil der CEREC 3D Software.

Aufgrund mangelnder Passgenauigkeit und hoher Anschaffungskosten fand das System vorerst nur eine geringe Akzeptanz und Nachfrage unter den Zahnärzten. Mit Verbesserung der modernen Adhäsivtechnik konnte jedoch ein zuverlässigerer Verbund der zuvor mit Flusssäure geätzten Keramik zur vorbehandelten Zahnhartsubstanz erreicht und die Randqualität als vollkommen akzeptabel eingestuft werden.

Mit der Cerec inLab Software kam 2001 schließlich die Laboroption mit einem erweiterten Indikationsspektrum für größere Versorgungszentren hinzu.

Ein weiteres System zur optischen Erfassung der Situation im Mund war das Spha-System, das 1983 als Prototyp von Francois Duret, einem Pionier der digitalen Entwicklung, auf dem Markt kam. Mit Hilfe von Laserlicht durch eine Glasfaseroptik konnte ein dreidimensionales Bild auf dem Computer abgebildet werden [26]. Die Daten wurden an eine Schleifmaschine weitergeleitet und die Restauration konnte ausgeschliffen werden.

1991 wurde das Denti-CAD-System mit dem Prinzip der Kontaktdigitalisierung von Dianne Rekow vorgestellt [26, 45].

Auch andere Systeme wie z.B. Cercon, Procera oder Lava COS von 3M sind heute auf dem Markt erhältlich und sorgen für ein umfangreiches Angebot.

Das Spektrum aktueller CAD/CAM Systeme geht von der Einzelzahnrestauration bis zur Wiederherstellung kompletter Kieferareale [46]. Die verschiedenen Systeme sind sich im Gebrauch zwar ähnlich, unterscheiden sich jedoch in der Gewinnung der dreidimensionalen Datensätze [47].

Digitale intraorale Abformsysteme sind für indirekte computergestützte Restaurationen eine wichtige Alternative zu konventionellen Abformtechniken mittels plastischen Abformmaterialien. Sie bieten dem Behandler durch direkte Kontrolle über die dreidimensionale Ansicht der Präparation auf dem Bildschirm unmittelbare Verbesserungsansätze, die im Mund des Patienten sofort umgesetzt werden können. Die Reproduzierbarkeit und die Möglichkeit der schnellen digitalen Übertragung der gespeicherten Daten an dritte können nicht nur zahntechnische Arbeitsschritte erleichtern, sondern haben auch wirtschaftliche Vorteile für den Patienten. Subgingival liegende Präparationsränder und Probleme bei der vollständigen Trockenlegung stellen jedoch beim gegenwärtigen Stand der Technik noch Einschränkungen im Indikationsbereich dar und verlangen weitere technische Verbesserungen.

2.3.2 Ausblick

Mittlerweile liegt der Fokus der digitalen Zahnmedizin nicht mehr nur ausschließlich auf der maschinellen Herstellung festsitzender Einzelkronen oder Brücken auf präparierten Zähnen, sondern auch auf der Herstellung implantatgetragener Restaurationen. Die Einführung eines Lithiumdisilikat Rohlings mit industriell vorgefertigter Anschlussgeometrie auf Titanklebebasis soll die Herstellung von implantatgetragenen Einzelkronen wesentlich vereinfachen und verbessern [48]. Da die Krone direkt auf der Klebebasis befestigt werden kann, ist kein zusätzliches Abutment notwendig.

Immer häufiger werden nicht nur festsitzende, sondern auch herausnehmbare Arbeiten, wie z.B. Aufbissschienen bei Patienten mit sog. Cranio Mandibulärer Dysfunktion (CMD) maschinell gefertigt. Nach Digitalisierung der intraoralen Situation über das Einscannen der Gipsmodelle, kann die CAD-Konstruktion der Schiene erfolgen. Nach Weiterleitung mit Hilfe der CAM-Software an die entsprechende Fräseinheit wird die Schiene aus einem transparenten Polycarbonat-Rohling gefräst. Nach voran gegangener virtueller Prüfung der statischen und dynamischen Kontakte können diese im reellen Artikulator nachvollzogen und ggf. verändert werden [48]. Auch bei der Behandlung kieferorthopädischer Fehlstellungen können Schienen anhand eines digitalen Datensatzes gefräst und in verschiedene Set-up Modelle umgesetzt werden. CAD/CAM gefertigte Schienen aus zahnfarbenen Polycarbonat (Zirkonzahn GmbH, Gais, Italien) oder transparentem PMMA-Rohlingen können als provisorische Versorgung während einer funktionstherapeutischen Vorbehandlungsphase bei Patienten mit extremer Veränderung der Vertikaldimension der Okklusion eingesetzt werden [48]. Die Bisslage und die damit verbundene neu gestaltete statische und dynamische Okklusion kann definiert und während der Behandlung ständig modifiziert werden.

In Kombination mit 3 D-Gesichtsscannern (GALILEOS Comfort Plus, Sirona Dental Systems, Bensheim; Facehunter, Zirkonzahn GmbH, Gais, Italien) ist man mittlerweile in der Lage ein virtuelles Wax-up bei umfangreichen ästhetischen Veränderungen zur Veranschaulichung der geplanten Situation zu erstellen und so dem Patienten die geplante Versorgung näher zu bringen.

In allen Bereichen spielt der computergestützte Arbeitsablauf, der „digital Workflow“, eine große Rolle und kann die Kommunikation und Zusammenarbeit von Zahnarzt und Zahntechniker deutlich erleichtern. Abläufe können präzise, zuverlässig, effizient

und vor allem reproduzierbar abgewickelt werden. Allerdings sollte die CAD/CAM Technologie lediglich als Ergänzung zur analogen Arbeitsweise nicht jedoch als deren Ersatz angesehen werden.

2.3.3 CAD CAM System (Amann Girrbach)

In Folgendem soll nun explizit auf die im Versuch verwendete Hard- bzw. Software von Amann Girrbach eingegangen werden.

2.3.3.1 Datenerfassung und Digitalisierung der Präparation

Ceramill Map300 ist in der Lage hochauflösende Scandaten über Streifenlichtprojektion zu erstellen. Die Gipsmodelle werden nach dem Fixieren von 3D-Sensoren über zwei Achsen berührungslos abgetastet und nach dem Zusammenrechnen der Einzelaufnahmen als dreidimensionales Modell am Bildschirm dargestellt. Durch die gegebene Beweglichkeit der Halterung im Scanner kann ein Erfassen der Präparation aus verschiedenen Aufnahmewinkeln ermöglicht werden. Mit Ceramill Map 400 ist es zusätzlich möglich, Scandaten in Form von STL- (standard tessellation language) files über eine offene Schnittstelle in andere CAD Programme zu laden [49].

2.3.3.2 CAD Konstruktion

Präparationsgrenzen werden von der Software Ceramill Mind automatisch erkannt, können in schwierigen Situationen jedoch auch manuell korrigiert werden. Wandstärke, Zementspalt und Kronenrand der Brückenpfeiler für die Restauration müssen individuell festgelegt werden. Anschließend wird die Brückensituation vollanatomisch konstruiert und in Relation zu den Stümpfen auf dem Modell positioniert. Das Design und der Querschnitt der Konnektoren können individuell bestimmt werden (CAD Prozess).

2.3.3.3 Datenweiterverarbeitung

Nach dem Einlesen der Modelldatei in die CAM-Software, werden die Brücken möglichst platzsparend im Rohling positioniert und die Lage der Haltestifte manuell bestimmt. Dieser Vorgang wird als Nesting bezeichnet. Die Datensätze werden zur

Berechnung der Fräsbahnen an die Fräseinheit Ceramill match 2 übertragen. Die zu erwartende Volumenabnahme wird vorab von der CAM-Software berücksichtigt, sodass eine um den entsprechenden Faktor vergrößerte Restauration gefräst wird. Dieser Faktor ist in Form eines Barcodes auf dem Rohling aufgedruckt und muss dem System manuell vorgegeben werden.

2.3.3.4 Fräsprozess

Die Restauration wird mit Hilfe des computergesteuerten 5 Achs-Fräsausautomaten Ceramill motion2 mit automatischem Werkzeugwechsler unter ständiger Bruchkontrolle aus dem Zirkonoxidrohling ohne Wasserkühlung herausgeschliffen. Dies entspricht dem CNC (Computerized Numerical Control) Prozess als Teil des CAM Vorgangs.

2.3.3.5 Sintern

Nach vorsichtigem Heraustrennen der Restauration aus dem Rohling, werden die Weißlinge gefärbt, getrocknet und in einer Schale mit speziellen Sinterkugeln im vollautomatischen Hochtemperaturofen Ceramill therm bei konstanter Temperaturführung dicht gesintert. Dieser Vorgang gewährleistet verzugsfreie Restaurationen.

2.3.3.6 Werkstoffe

Neben der früher oft praktizierten, sehr zeit- und materialaufwändigen Bearbeitung der Zirkonoxidkeramik im dichtgesinterten Zustand, können Restaurationen seit einiger Zeit im teilgesinterten Zustand gefräst, bzw. geschliffen werden.

Bei folgenden Zirkonoxidrohlingen erfolgt die Formgebung mit Hilfe der Weißkörperbearbeitung: Cercon® Base (DeguDent GmbH, Hanau-Wolfgang), Everest® ZS-Blanks (KaVO Dental GmbH, Biberach/Riß), In-Ceram® YZ Cubes und In-Ceram 2000YZ (VITA Zahnfabrik) und Lava™ Frame (3M ESPE AG), e.max ZirCAD (Ivoclar Vivadent) und ceramill ZI / ZOLID (Amann Girrbach) [14].

Rohlinge, die sowohl die Sinterung als auch den HIP-Prozess unter optimierten industriellen Bedingungen durchlaufen haben, wie z.B. Everest ZH Blank (KaVO

Dental GmbH) und DC-Zirkon (DCS Dental AG, Allschwill, Schweiz) werden in Verbindung mit längeren und aufwendigeren Bearbeitungszeiten hartbearbeitet [14]. Über die Veränderung werkstoffspezifischer Parameter kann mittlerweile Zahnersatz aus Zirkonoxid nicht nur als hochfestes, bruchzähes Gerüstmaterial eingesetzt werden, sondern eignet sich auch für den monolithischen Gebrauch. Dabei ist es interessant zu erfahren, inwiefern sich diese Veränderungen auf das ästhetische Erscheinungsbild, die Belastbarkeit und Lebensdauer der Keramik auswirken.

2.4 Einteilung der Dentalkeramiken

2.4.1 Silikatkeramiken

Silikatkeramiken sind mehrphasig, haben einen hohen Glasanteil, besitzen eine amorphe Struktur und bestehen aus Feldspat, Kaolin und Quarz [24]. Zur Festigung des Materials können kristallbildende Substanzen, wie zum Beispiel Leuzit, beigemischt werden [17]. Silikatkeramiken werden bei relativ niedrigen Temperaturen von unter 1000°C gesintert, können als industriell vorgefertigte, dichtgesinterte, homogene Blöcke vorliegen und maschinell gefräst werden [2]. Restaurationen aus Silikatkeramik bleiben während des Fräsvorgangs dimensionstreu und erfahren nach dem Fertigungsprozess keine Schrumpfung mehr. Sie weisen Biegefestigkeiten zwischen 100 MPa und 450 MPa auf und haben eine Risszähigkeit von bis zu 2 MPam^{1/2} [2]. Ihre endgültige Belastbarkeit erreichen die Silikatkeramiken jedoch erst durch die adhäsive Befestigung nach vorangegangener Konditionierung sowohl des Zahnes als auch der Innenfläche der Restauration. Mit Hilfe eines Glanzbrandes kann zusätzlich eine Erhöhung der Bruchfestigkeit erreicht werden.

Der hohe Glasanteil der Silikatkeramiken und eine Partikelgröße im Bereich des sichtbaren Lichts (500nm) sorgen für eine hohe Transluzenz, Opaleszenz und Fluoreszenz [1]. Durch eingelagerte Farbpartikel sorgt der sog. „Chamäleon Effekt“ nach Eingliederung zusätzlich für eine farbliche Anpassung an die Nachbarzähne und sorgt für eine Lichtbrechung, die dem Reflexionsverhalten des natürlichen Zahnes entspricht [36].

Sie werden als Einzelzahnrestaurationen für Inlays, Onlays, Teilkronen, Veneers und Einzelkronen, mit der Möglichkeit der chairside Behandlung eingesetzt oder dienen der Verblendung oxidkeramischer Gerüste.

2.4.1.1 Feldspatkeramik

Chemisch betrachtet besteht die Feldspatkeramik zu mehr als 50% aus einer amorphen Glasphase aus SiO₂ mit einem geringen Anteil an Metalloxidzusätzen und in die Glasmatrix eingebetteten Leuzitkristallen [24]. Die Feldspatkeramik ist ein Mischkristall aus Kalifeldspat (Orthoglas), Natronfeldspat (Albit) und Kalkfeldspat (Anorthit) [1, 5].

Kaolin nimmt nur einen geringen Anteil der Feldspatkeramik ein, da es mit Feldspat Mullitkristalle ausbildet, die zu einer Minderung der Transluzenz führen und die

Festigkeit verringern [5]. Um zahnähnliche Farben zu erreichen, wird die glasartige Grundmasse mit Metalloxiden angereichert [19].

Feldspatkeramik besitzt einen - verglichen mit anderen Keramiken - relativ niedrigen Schmelzpunkt von 1150°C. Die Biegefestigkeit von, im CAD/CAM Verfahren bearbeiteten Blöcken liegt bei circa 150 MPa, kann jedoch über die adhäsive Befestigung verbessert werden. Verblendkeramiken aus Feldspat müssen laut DIN-ISO-Norm eine Biegefestigkeit von >50 MPa aufweisen.

Mit CEREC Bloc oder VITABLOC Mark II (Sirona Dental Systems, Bensheim) können ästhetisch anspruchsvolle Frontzahnrestaurationen sowie Einzelzahnrestaurationen im Seitenzahnbereich im CAD/CAM Verfahren verwirklicht werden.

Mit den Vitablocs Trilux forte (VITA Zahnfabrik, H. Rauter GmbH & Co. KG, Bad Säckingen) ist eine weitere ästhetisch hochwertige Feldspatkeramik auf dem Markt verfügbar.

2.4.1.2 Glaskeramik

Glaskeramiken sind ähnlich aufgebaut wie klassische Feldspatkeramiken [1]. Sie liegen im geschmolzenen Zustand als Glas vor. Während der Abkühlphase kommt es zur Bildung von Kristallen unter Zusatz von Keimbildnern (Metallkolloide, Flüssigphasenseparatoren, Halogenide, Sulfide), sodass der Anteil der Glasmatrix zu Gunsten kristalliner Anteile reduziert und die Keramik stabilisiert werden kann [24]. Ein positiver Einfluss auf die Festigkeit ist die Folge. Glaskeramiken besitzen gute Politureigenschaften und haben zahnähnliche Abrasionseigenschaften. Alle derzeit auf dem Markt angebotenen presskeramischen Systeme, zählen zu den Glaskeramiken [14].

IPS Empress Esthetic (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) ist eine leuzitverstärkte Presskeramik ($\text{SiO}_2\text{-Li}_2\text{O}$). Der Keramikrohling wird unter hohem Druck und bei einer Temperatur von 920°C in einem „Lost Wax“ Verfahren unter Vakuum in eine Muffel gepresst [23]. IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent AG) kann mit Hilfe der CAD/CAM Technologie verarbeitet werden.

Ein anderes Beispiel ist die vergießbare Glaskeramik DICOR (De Trey Dentsply GmbH).

2.4.1.3 Lithiumdisilikatkeramik

Ein Zirkoniumdioxidanteil von circa 1 Gewichts-% und eine Kristallgröße von etwa 1,5 μm ermöglichen dem Werkstoff eine erhöhte Biegefestigkeit [50]. Durch den Zusatz von Lithium können die physikalischen Eigenschaften zwar verbessert werden, jedoch auf Kosten der Opazität [36]. Die Restauration wird aus einem lilafarbenen Rohling ausgeschliffen und erfährt erst nach dem finalen Kristallisationsbrand einen Farbumschlag und die endgültigen physikalischen Eigenschaften. Lithiumdisilikatversorgungen können entweder konventionell zementiert, oder (selbst)-adhäsiv befestigt werden. Sie haben ein opakeres Erscheinungsbild als Feldspatkeramiken und können nach dem Einsetzen gut nachbearbeitet werden. IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent AG) hat eine Biegefestigkeit von 400 MPa. IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent AG) weist eine Biegefestigkeit von 360 MPa auf.

2.4.2 Hybridkeramiken

Die Einführung der Hybridkeramik ist der Versuch, die jeweiligen Vorteile von Kunststoff und Keramik in einem Material zur Wiederherstellung einzelner oder auch mehrerer Zähne zu vereinen. Dabei soll ein gewisser Anteil an Kunststoffpartikeln die Sprödhheit der Keramik positiv beeinflussen. Eine daraus resultierende, relativ niedrige Biegefestigkeit von 150-160 MPa lässt sich mittels adhäsiver Befestigung minimal erhöhen. Extrem hohe Kräfte wie sie z.B. bei Patienten mit Bruxismus auftreten, können, ohne dass es zu Sprüngen im Material kommt, besser verteilt werden.

Die industriell vorgefertigten Blöcke lassen sich mit Hilfe der CAD/CAM Technologie in Originaldimension verarbeiten und dürfen nach dem Fräsvorgang nicht zusätzlich gebrannt werden.

Das Material ENAMIC (VITA Zahnfabrik) besteht zu 80% aus einem Keramiknetzwerk, das durch ein Acrylatpolymernetzwerk verstärkt wird [1]. Diese Hybridkeramik erfährt vor dem adhäsiven Einsetzen die klassische Keramikvorbehandlung mit einer Oberflächenbehandlung mittels 5% iger Flusssäure. Im Gegensatz dazu muss Lava Ultimate (3M ESPE AG, Seefeld) als Mischung aus Komposit und ca. 80% Keramiknanoanteilen, vor dem adhäsiven Einsetzen unbedingt mit Aluminiumoxid (50 μm Korngröße) zur Oberflächenvergrößerung abgestrahlt werden [1].

2.4.3 Oxidkeramiken

Oxidkeramiken sind glasinfiltrierte oder polykristalline Materialien, bei deren Herstellung entweder Al_2O_3 oder ZrO_2 als Basis verwendet wird [1, 24]. Durch Zugabe weiterer Metalloxide, wie MgO , Y_2O_3 oder CaO kann der Werkstoff in seinen mechanischen und physikalischen Eigenschaften verändert werden [1].

Sie können entweder im Schlicker, im dicht gesinterten Zustand, im kreideartigen Grünzustand oder im Weißlingszustand verarbeitet werden [17]. Nach subtraktiver Fertigung wird der Grünling oder Weißling im Ofen dichtgesintert und erfährt dabei eine prozentuale Dimensionsänderung auf die geforderte Originalgröße. Nach dem Aufpassen durch den Zahntechniker kann die Restauration anschließend entweder adhäsiv oder konventionell eingesetzt werden.

Oxidkeramiken weisen mit einer sehr hohen Biegefestigkeit von circa 300 MPa bis 1200 MPa und einer Risszähigkeit von bis zu $4 \text{ MPam}^{1/2}$ auf. Sie werden herstellenspezifisch bei Temperaturen ab 1350°C gesintert [1, 2].

Die Rauigkeit der Oberfläche ist maßgebend für die Abnutzung antagonistischer Strukturen. Daher ist eine gründliche Hochglanzpolitur, insbesondere nach intraoralen Korrekturen an der Oberfläche unerlässlich [38].

Bei Patienten mit Parafunktionen, wie z.B. Bruxismus, ist der Einsatz von Oxidkeramiken aufgrund der möglichen Schädigung antagonistischer Strukturen grundsätzlich als kritisch zu beurteilen [51].

Diese Hochleistungskeramiken können als Gerüstmaterial für Kronen und Brücken mit Ergänzung durch Verblendkeramiken verwendet, oder als monolithische Restaurationen eingesetzt werden. Auch maschinell gefräste individuelle Implantatabutments aus Oxidkeramik finden immer häufiger Verwendung.

2.4.3.1 Keramische Systeme auf Aluminiumoxidbasis

Der keramische Werkstoff Aluminiumoxid kann als reines Aluminiumoxid oder als glasinfiltriertes Aluminiumoxid vorliegen. Im Falle der glasinfiltrierten Aluminiumoxidkeramik verfügt das Material über einen mehr als 80%-igen Anteil Aluminiumoxid (Al_2O_3). In einem zweiten Brand erfährt es bei Sintertemperaturen von über 1600°C und einer relativ großen Sinterschrumpfung von 15-20 Vol.% mithilfe einer farbigen Glasinfiltration eine Festigkeitssteigerung [36, 52]. Die Biegefestigkeit wird mit Werten von 620 MPa +/- 75 MPa angegeben [40]. Nach Herstellung des

Gerüstem erfolgt die Verblendung mit einem geringfügig niedrigeren WAK als dem der Gerüstkeramik. Dieser Vorgang bewirkt durch die erzeugte Druckspannung eine Verbesserung der Festigkeit.

Aluminiumoxidkeramik wird bei der Herstellung von Wurzelstiften und Stiftaufbauten verwendet und dient bei Einzelkronen im Front- und Seitenzahnbereich und kleineren Frontzahnbrücken als Gerüstmaterial. Als Werkstoff für dentale Implantate ist sie aufgrund der hohen Zug- und Biegebelastung Titanimplantaten weit unterlegen [14, 53].

Mit dem In-Ceram ALUMINA System (Vita Zahnfabrik) ist seit über 15 Jahren eine Gerüstkeramik für Einzelkronen im Seiten- und Frontzahnbereich sowie für dreigliedrige Brückenversorgungen etabliert. Diese Gerüste bestehen nicht aus dichtgesintertem, sondern aus glasinfiltriertem Aluminiumoxid [14].

In-Ceram AL (Vita Zahnfabrik) ist zur Herstellung von Primärteilen in der Teleskopprothetik, für Kronen im Front- und Seitenzahnbereich sowie für Brücken mit maximal einem Zwischenglied geeignet. Mit In-Ceram Spinell (Vita Zahnfabrik) ist eine weitere Möglichkeit zur Frontzahngerüsterstellung auf dem Markt vertreten.

2.4.3.2 Keramische Systeme auf Zirkonoxidbasis

Häufig werden die Begriffe Zirkon, Zirkonium oder Zirkonoxid in der Zahnmedizin gleichgestellt. Dies ist jedoch unter Berücksichtigung der Werkstoffe nicht ganz korrekt. Zirkon (ZrSiO_4) ist als Mineral mit silikatischer Zusammensetzung und kristallinem Aufbau anorganischer Bestandteil der Erdkruste. Es dient als Ausgangsstoff zur Herstellung des reinen Metalls Zirkonium und wird aufgrund seiner Ähnlichkeit zu Diamanten gerne als Edelstein in der Schmuckindustrie verwendet [14]. Zirkonium dagegen ist ein relativ weiches, biegsames Metall aus der Titangruppe, das - ähnlich wie Titan - an der Oberfläche eine Passivierungsschicht ausbildet und somit korrosionsbeständig ist [14]. Die wichtigste Verbindung dieses Übergangsmetall es ist Zirkoniumdioxid (ZrO_2) oder in seiner Kurzform Zirkonoxid [14].

Zirkonoxid kann aus mineralischen Rohstoffen wie dem Baddeleyit (96-99% ZrO_2 Gehalt) oder dem Zirkonsand synthetisch hergestellt werden. In einem chemischen Herstellungsprozess wird reines Zirkonoxid durch Auflösung des Zirkons unter Reaktion mit Natriumhydroxid gewonnen [14].

Bei Zirkonoxidkeramik handelt es sich um eine industriell hergestellte, glasfreie polykristalline Hochleistungskeramik, die ein dichtes porenfreies Mikrogefüge mit Korngrößen zwischen $0,3\ \mu\text{m}$ und $0,5\ \mu\text{m}$ aufweist und nahezu frei von Verunreinigungen ist [54]. Sie kann temperaturabhängig kristallographisch in drei verschiedenen Modifikationen mit jeweils unterschiedlichen Materialeigenschaften vorliegen [3, 9, 14]. Bei sehr hohen Temperaturen unterhalb des Schmelzpunktes von 2680°C besitzt ZrO_2 eine kubische Kristallstruktur, die sich während des Abkühlens unter 2370°C in eine tetragonale Phase umwandelt und unter 1170°C in die weniger stabile monokline Gitterstruktur übergeht, siehe Abb.: 2-2 [7, 55, 56].

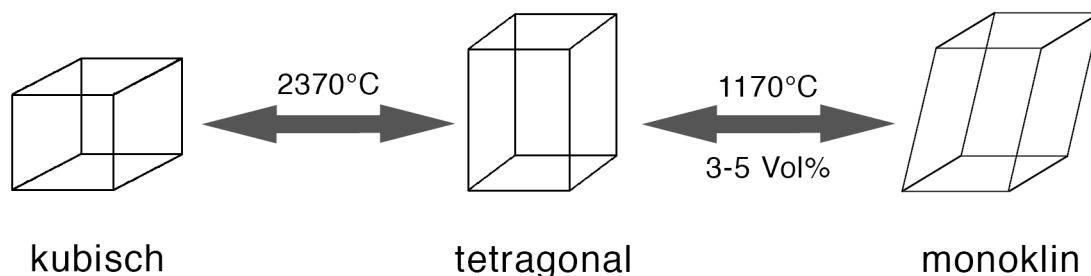


Abb.: 2-2 Phasentransformation von Zirkonoxid

Der Übergang von der tetragonalen in die monokline Phase geht bei Abkühlung auf Zimmertemperatur mit einer Volumenvergrößerung von 3-5% einher und kann unter Umständen zur Zerstörung der Bauteile führen [16, 57].

Ein Zusatz von Metalloxiden, wie MgO , CaO , Y_2O_3 oder CeO_2 , kann unter Mischkristallbildung einer Volumenausdehnung und dem damit einhergehenden inneren Spannungsaufbau während der Abkühlungsphase entgegenwirken und so die Hochtemperaturmodifikation gewährleisten, bzw. zu einer Verbesserung der Festigkeitseigenschaften auch bei Raumtemperatur beitragen [14, 16, 19].

Der Zusatz von 3-5 mol-%en Yttriumoxid (Y_2O_3) ermöglicht die Stabilisation der tetragonalen Phase auch bei Raumtemperatur und behindert das Fortschreiten einer Rissausbreitung [8]. Diese Phasentransformationsfestigung beschreibt den sog. „Airbag Effekt“. Teilstabilisierte Zirkoniumdioxidteilchen wandeln sich dabei lokal im Bereich der Risspitze von der tetragonalen in die monokline Modifikation um und erreichen durch eine Volumenzunahme und der daraus resultierenden Druckspannung eine Verstärkung des keramischen Gefüges, bzw. erschweren eine weitere Rissausbreitung [24, 54, 57].

Die so modifizierte Keramik wird auch als „Y-TZP Zirkonoxid“ (Yittra Stabilized Tetragonal Zirconia Polycrystals) bezeichnet und weist eine sehr hohe Biegefestigkeit von bis zu 1200 MPa und eine Bruchzähigkeit von ca. 10 MPa/m² auf [54].

Durch das Zufügen von Aluminiumoxid kann zusätzlich die Korrosions- und Alterungsbeständigkeit in einer feuchten Umgebung verbessert werden [24, 36].

Die Annahme, Zirkonoxid sei radioaktiv, rührt von Verunreinigungen mit natürlich vorkommenden Radionukleotiden wie Thorium und dessen Zerfallsprodukt Hafniumoxid her. Durch Aufbereitung der mineralischen Rohstoffe und durch gezielte Reinigungsprozesse wird der Gehalt an Verunreinigungen jedoch möglichst gering gehalten [1, 14, 19].

Zahnersatz aus dieser hochfesten Strukturkeramik wird in der Regel aus einem industriell gefertigten Rohling im subtraktiven Fertigungsverfahren hergestellt. Grundsätzlich beginnt die Fertigung des Zirkonoxidrohlings aus hochreinen Rohstoffen durch kaltisostatisches Pressen. Der so entstandene kreideähnliche Grünling mit einer hohen Primärdichte wird durch einen anschließenden Sinterprozess thermisch verfestigt. Der dicht gesinterte Zirkonoxidrohling kann durch heiß-isostatisches Pressen weiter vergütet werden.

Ein industriell durchgesinterter gehipter Keramikblock (HIP=hot isostatically pressed) kann im Zahntechniklabor geschliffen werden. Bei der Verarbeitung müssen Schleifmaschinen verwendet werden, die eine hohe Verwindungssteifigkeit der Diamantwerkszeuge besitzen und eine ausreichende Wasserkühlung gewährleisten [24].

Bei der Weißkörperverarbeitung kann ein noch nicht vollständig durchgesinterter, durch einen Vorbrand verfestigter Zirkonoxidrohling sowohl mittels Hartmetallfräsen mit oder ohne Wasserkühlung als auch mit Diamantschleifkörpern unter Wasserkühlung maschinell verarbeitet werden. Die gleichmäßige, materialspezifische Brennschwindung muss vor dem abschließenden Sinterprozess für jede Charge individuell festgelegt werden und ist eine wichtige Voraussetzung für die spätere Passgenauigkeit des Zahnersatzes [24].

Aufgrund der sinterungsbedingten, vergleichsweise relativ hohen Opazität sind Zirkonoxidkeramiken bisher trotz ihrer sehr guten mechanischen Eigenschaften in der Regel nur als verblendbare Gerüstversorgungen im Seitenzahnbereich

einsetzbar. Da jedoch die zahntechnisch anspruchsvolle Verblendung einer gewissen Erfahrung bedarf und nicht nur zeitaufwendig und mit einem finanziellen Mehraufwand verbunden ist, sondern auch noch das Risiko von Abplatzungen birgt, beginnt sich der aus den USA kommende Trend zu monolithischem, vollanatomischem Zahnersatz aus Zirkonoxid ohne keramische Verblendung mittlerweile als Konzept auch in Europa durchzusetzen.

Damit diese monolithischen Restaurationen ästhetischen Ansprüchen besser genügen, müssen jedoch verschiedene werkstoffkundliche Parameter verändert werden.

Die Lösung für ein besseres ästhetisches Ergebnis nach Eingliederung des Zahnersatzes im Mund scheint in der Erhöhung der Transluzenz zu liegen. Das lässt sich zum einen über einen reduzierteren Aluminiumoxidanteil zum anderen über eine gesteigerte Sintertemperatur erreichen.

In der Regel ist die Festigkeit von Lithiumdisilikat für Einzelzahnkronen vor allem im Frontzahnbereich vollkommen ausreichend während Restaurationen im Seitenzahnbereich einer festeren Keramik bedürfen. In folgender Arbeit wird die Versorgung einer Lückensituation im Oberkieferseitenzahnggebiet mit einer Brücke aus monolithischem Zirkonoxid untersucht. Gegenstand der Untersuchung ist der Vergleich zweier Zirkonoxidkeramiken von denen das eine Material zur Verbesserung der Ästhetik eine höhere Transluzenz aufweist als das andere Material.

Da Veränderungen hinsichtlich der Transluzenz mit einer Festigkeitsminderung einhergehen können, soll zusätzlich untersucht werden ob bei der Konstruktion einer Brücke insbesondere die Dimension des Verbinders Auswirkungen auf die Stabilität der Konstruktion hat.

3 Ziel der Arbeit

Um Rückschlüsse auf die Eignung zweier unterschiedlicher Zirkonoxidmaterialien für die Herstellung einer vollkeramisch-monolithischen Restauration in der Praxis ziehen zu können, wurde in dieser Studie untersucht, ob sich bei Verwendung eines transluzenteren Materials Auswirkungen auf die Bruchfestigkeit der Restauration ergeben. Zusätzlich sollten in beiden Materialgruppen die mechanische Festigkeit der Brücken nach erfolgter Alterung bzw. ohne Alterung und die Bruchfestigkeitswerte der Brücken mit unterschiedlich starken Verbindern verglichen werden. Als Testmodell diente eine dreigliedrige Brückensituation im Oberkieferseitenzahngebiet. Für dieses Modell lagen bereits einige Daten vor, so dass die in der Studie gewonnenen Ergebnisse mit früheren Untersuchungen verglichen werden konnten [58-61].

Zur Verbesserung der Lichtdurchlässigkeit wies die monolithische Keramik ceramill ZOLID (Amann Girrbach) im Vergleich zu ceramill ZI (Amann Girrbach) einen leicht reduzierten Al_2O_3 -Anteil auf [62]. Mit Hilfe einer chemischen Umstrukturierung konnte die Hydrolysebeständigkeit durch eine ausreichende Diffusionsbarriere für das Yttrium dennoch gewährleistet werden [62].

Über die Beurteilung verschiedener Verbinderquerschnitte sollte festgestellt werden, inwiefern sich eine grazilere Gestaltung des Verbinders bei Belastung auf die Dauerfestigkeit der Brückenkonstruktion auswirkt. Bei reduzierter Verbinderfläche ließen sich hygienefähigere Brückenkonstruktionen leichter realisieren als bei massiven Verbinderquerschnitt, wie sie bisher postuliert werden. Auch ließen sich ggf. grazilere oder platzmäßig eingeschränkte Restaurationen verwirklichen. Ergäbe sich kein Unterschied, würde das für den Patienten nicht nur eine ästhetisch anspruchsvollere Restauration bedeuten, sondern erleichterte ihm auch die Reinigungsmöglichkeiten.

Um nachweisen zu können, dass die Festigkeit der monolithischen Zirkonoxidkeramik nicht unter den veränderten werkstoffkundlichen Parametern leidet, wurde mithilfe geeigneter Verfahren zur Simulation der Alterung die Belastbarkeit beider Materialien geprüft und miteinander verglichen. Ergäben sich keine signifikanten Unterschiede, könnte das Spektrum der Zirkonoxidkeramik um einen weiteren Indikationsbereich - der monolithischen Brückenversorgung - erweitert werden.

4 Material und Methode

4.1 Übersicht

Anhand einer typischen Lückensituation im Oberkiefer mit einem fehlenden Prämolare wurden mit Hilfe einer dreigliedrigen Brücke Aspekte der Verbinderschichtstärke, der Transluzenz und der mechanischen Belastbarkeit vor und nach künstlicher Alterung untersucht. Die mit einer Hohlkehle präparierten Zähne 13 und 15 dienten dabei als Brückenpfeiler. Das Modell wurde als Vorlage für 20 Silikonformen verwendet. Diese 20 Silikonformen wurden mit Superhartgips und danach mit Kunststoff ausgegossen. Siehe dazu folgende Abbildung (Abb.: 4-1):

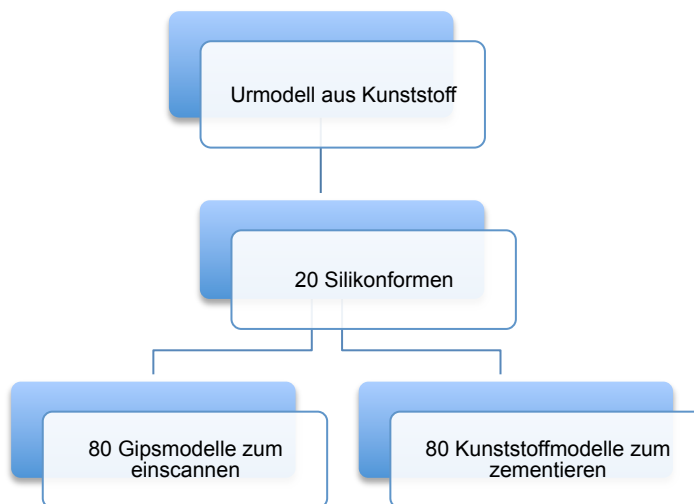


Abb.: 4-1 Darstellung der Modellherstellung

Die Gipsmodelle wurden mit einem Scanspray (Dr. Jean Bausch GmbH & Co. KG, Köln) behandelt und eingescannt.

Es erfolgte eine vollanatomische CAD/CAM Konstruktion mit jeweils 7mm² in der einen Gruppe und 9mm² Verbinderquerschnitt in der anderen Gruppe. Von beiden Datensätzen wurden 20 Brücken aus vorgepresstem, vorgesintertem Zirkonoxid für Gerüste (ceramill ZI, Amann Girrbach) und 20 Brücken aus monolithischem Zirkonoxid (ceramill ZOLID, Amann Girrbach) gefertigt. Nach Färbung aller Weißlinge wurden diese im Ofen vorgetrocknet und anschließend im Hochtemperaturofen dichtgesintert.

Die Brücken mit 7mm² Verbinderquerschnitt wurden poliert und glasiert, während die Brücken mit 9 mm² Verbinderquerschnitt nur poliert wurden.

Einen graphischen Überblick zur Herstellung der Gruppen zeigt die folgende Abbildung (Abb.: 4-2):

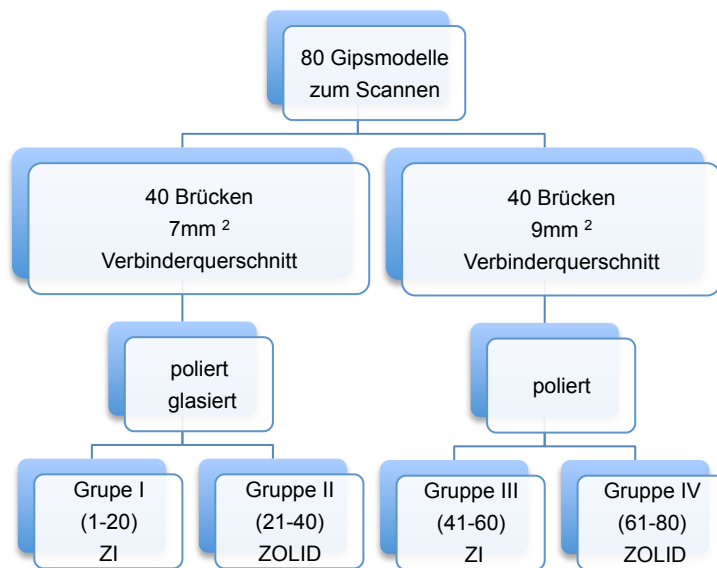


Abb.: 4-2 Darstellung der Gruppen

Nachdem alle Zirkonoxidbrücken auf den Kunststoffmodellen mit Multilink Automix (Ivoclar Vivadent) befestigt worden waren, wurde die Hälfte jeder Gruppe im Kausimulator mit 1,2 Millionen Zyklen einer kaufunktionellen Belastung entsprechend einer realen Alterung von ca. 5 Jahren unterzogen. Auch diejenigen Brücken, die nach dem Sintervorgang einen Riss aufwiesen, wurden der künstlichen Alterung ausgesetzt.

Anschließend wurden alle Brücken in der Universalmaterialprüfmaschine bis zu ihrem Versagen belastet.

Um vergleichbare Aussagen bzgl. des Bruchmusters treffen zu können, fand eine fraktographische Analyse mit dem Rasterelektronenmikroskop an den Bruchflächen jeweils der ersten und letzten Brücke jeder der vier Gruppen, sowie einer Brücke aus derjenigen Gruppe, die nach dem Sintervorgang einen Riss aufwies, statt.

Die Transluzenzmessung erfolgte an eigens dafür angefertigten Plättchen, die aus dem gleichen Material gefräst worden waren wie die vollanatomischen Brücken, die gleiche Schichtstärke aufwiesen und dem gleichen Herstellungsprozess unterlagen.

Alle gewonnenen Daten wurden statistisch aufbereitet und ausgewertet.

4.2 Material

Für diese Studie wurden Ceramill ZI Rohlinge aus Zirkonoxid (Y-TZP ZrO_2 , Amann Girrbach) verwendet, die zur Herstellung von anatomisch reduzierten Kronen- und Brückengerüsten im Front- und Seitenzahnbereich geeignet sind. Diese Keramik erfüllt nach vorgegebener Endsinterung die Anforderungen der Norm DIN EN ISO 6872:2009 und bei entsprechender Weiterverarbeitung die Anforderungen der Norm ISO 13356:2008. [63]

Des weiteren wurden Ceramill ZOLID Rohlinge aus Zirkonoxid (Y-TZP ZrO_2 , Amann Girrbach) verwendet. Dieses Material wird im zahntechnischen Bereich zur Herstellung von verblendbaren Gerüsten, zur Verblendung herausnehmbarer prothetischer Versorgungen und speziell zur Herstellung monolithischer vollanatomischer Kronen und Brücken verwendet.

Ceramill ZOLID erfüllt nach vorgegebener Endsinterung die Anforderung der Norm DIN EN ISO 6872:2009 und bei entsprechender Weiterverarbeitung die Anforderungen der ISO 13356:1997 [64].

Die Konstruktion sämtlicher Brücken erfolgte mit dem CAD/CAM System von Amann Girrbach. Als Färbelösung wurde Ceramill Liquid und zur entsprechenden Nachbearbeitung das Polierset sowie das Mal und Glasierset von Amman Girrbach verwendet. Die folgenden Tabellen (Tab.: 4-1, Tab.: 4-2) sollen Auskunft über technische Daten und chemische Zusammensetzung der beiden verwendeten Materialien liefern.

Technische Daten:

	ZOLID	ZI
Biegefestigkeit	>1200 MPa	>1200 MPa
E-Modul	>200 GPa	>200 GPa
Korngröße	$\leq 0,6 \mu\text{m}$	$0,6 \mu\text{m}$
Dichte	$\geq 6,06 \text{ g/cm}^3$	$6,05 \text{ g/cm}^3$
WAK	$10,8 \pm 0,5 \times 10^{-6}/\text{K}$	$10,4 \pm 0,5 \times 10^{-6}/\text{K}$
Chemische Löslichkeit	$< 5 \mu\text{g/cm}^2$	$< 5 \mu\text{g/cm}^2$
Radioaktivität	$< 0,2 \text{ Bq/g}$	$< 0,2 \text{ Bq/g}$

Tab.: 4-1 Technische Daten

Chemische Zusammensetzung:

	ZOLID	ZI
$\text{ZrO}_2 + \text{HfO}_2 + \text{Y}_2\text{O}_3$	>99,0	>99,0
Y_2O_3	4,5 - 5,6	4,5-5,6
HfO_3	<5	<5
Al_2O_3	<0,5	<0,5
Andere Oxide	<0,5	<0,5

Tab.: 4-2 Chemische Zusammensetzung

4.3 Vorversuche

Um optimale Voraussetzungen für die Versuchsreihe zu erhalten, wurden unterschiedliche Brückendesigns mit variierenden Schichtstärken, verschiedenen Frässtrategien und unterschiedlichen Parametern ausprobiert. Form und Gestaltung der Brückenkörper ähnelten hierbei den Vorgaben einer realen Brückenversorgung im Oberkieferseitenzahnbereich.

Die Materialdicke der Höcker betrug mindestens 1,5 mm bis 2 mm, die Mindestschichtstärke am Boden der Fissur betrug 0,5 mm bis 1 mm. Ein Zementspalt von 0,1 mm wurde als angemessen erachtet. Damit war eine klinisch sehr gute Randpassung gewährleistet.

Um einen möglichst geringen systematischen Fehler, bzw. vergleichbare Materialwerte zu bekommen, wurde ein Ur-Modell erstellt, welches später als Vorlage für alle weiteren Brückenkonstruktionen diente. Bei einem Zementspalt von 0,05 mm passten die Brücken auf alle 80 Gipsmodelle. Minimale Unterschiede ließen sich nicht vermeiden. Es konnte davon ausgegangen werden, dass alle Brücken trotz individueller Anpassung vergleichbare Strukturen aufwiesen.

4.4 Herstellung der Prüfkörper

Um möglichst viele Vergleichswerte für die Versuchsreihe zu erhalten, wurden insgesamt 80 Modelle hergestellt. Die Kunststoff- bzw. Gipsstümpfe wiesen zirkulär eine ausgedehnte Hohlkehle auf. Eine Präparationstiefe von 1,5 mm gewährleistete eine ausreichende Schichtstärke der Keramik. Es wurde darauf geachtet, dass die gegenüberliegenden Stumpfflächen einen Konuswinkel von 6-8° aufwiesen. Das okklusale Relief der präparierten Pfeilerzähne 13 und 15 stellte eine vereinfachte Form der palatinalen Fläche des Eckzahnes, bzw. der Kaufläche des Prämolaren dar. Alle Übergänge waren abgerundet.

4.4.1 Herstellung der Gipsmodelle

Um den Prozess der Herstellung der insgesamt 80 benötigten Gips- bzw. Kunststoffmodelle zu beschleunigen, diente das oben beschriebene Testmodell aus Kunststoff als Formgeber für 20 Silikonformen, die mithilfe von Dubliersilikon (Komponente I und II, HELIOFORM, C. Hafner, Pforzheim) hergestellt werden konnten. Diese 20 Silikonformen wurden jeweils 4 Mal mit Superhartgips (Rocky Mountain, Klasse 4 Dental GmbH, Augsburg) ausgegossen.



Abb.: 4-3 Gipsmodell

Um Fehler im Mischungsverhältnis zu vermeiden wurde der Gips mittels Dosierhilfen exakt angemischt. Nach Aushärtung des Gipses wurde der Sockel der Modelle so getrimmt, dass dieser optimal in der Vorrichtung des Scanners (Ceramill Map 300, Amann Girrbach) eingespannt werden konnte (Abb.: 4-3).

4.4.2 Herstellung der Kunststoffmodelle

Um die fertigen Zirkonoxidbrücken auf den Modellen zementieren zu können, wurden die gleichen Silikonformen nach gründlicher Reinigung mit Kunststoff Pala Xpress



(Heraeus Kulzer GmbH, Hanau) ausgegossen. Nach manuellem Anmischverfahren wurde der flüssige Kunststoff in den Silikonformen für 20 Minuten im Drucktopf Palamet Elite (Heraeus Kulzer) unter Vakuum gehärtet und später so getrimmt, dass keine scharfen oder überstehenden Kanten mehr vorhanden waren (Abb.: 4-4).

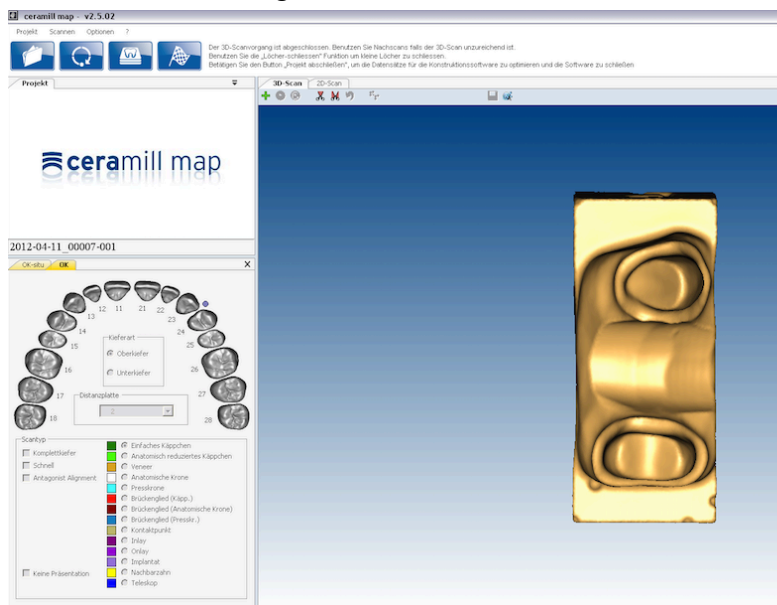
Abb.: 4-4 Kunststoffmodell

4.4.3 Herstellung der Zirkonoxidbrücken

Zunächst wurde im Computersystem Ceramill Mind (Amann Girrbach) ein Benutzer definiert und ein neuer Auftrag erstellt. Dabei mussten bestimmte Werte immer gleich festgelegt werden: „Anatomic Crown“ zur Bestimmung der virtuellen Konstruktion einer vollanatomischen Brücke, „ceramill motion ZI/ZOLID“ zur Auswahl der Fräsmaschine, „Pre-op Scan“, um über eine vorher definierte Brücke vergleichbare Anhaltspunkte für die Konstruktion der folgenden Brücken zu erhalten, 0,01 zur Bestimmung des Randspaltes.

4.4.3.1 Scannen des Gipsmodells

Das Gipsmodell wurde mit einem mattierenden Scanspray (Dr. Jean Bausch GmbH & Co KG) zur Vermeidung von Reflexionen auf den zu erfassenden Oberflächen gleichmäßig opak beschichtet und in die dafür vorgesehen Halterung des Scanners Ceramill Map 300 (Amann Girrbach) eingespannt. Der Maschine wurde der Befehl erteilt die Serviceposition anzufahren, um dann mit dem 2D Scan im Komplettkiefermodus zu beginnen. Um möglicherweise nicht vollständig erfasste Bereiche der Präparation exakt darstellen zu können, war es an dieser Stelle eventuell notwendig einen Nachscannen durchzuführen.



Die Aufnahmen wurden anschließend übereinandergelegt, von der Software ausgewertet und als virtuelles Modell auf dem Bildschirm angezeigt (Abb.: 4-5). Einzelaufnahmen durften nicht gelöscht werden.

Abb.: 4-5 Scannen des Gipsmodells

4.4.3.2 Pre-Op Scan

Als nächstes wurde die Universalbrücke auf das Gipsmodell gesetzt und ein erneuter Scanvorgang durchgeführt. An dieser Stelle war es von Bedeutung, dass die Position des Gipsmodells in der Halterung nicht verändert wurde, damit die Aufnahmen der Brücke korrekt mit den vorherigen Scandaten des Gipsmodells korreliert werden konnten. Auch die Keramikoberfläche der Universalbrücke musste gleichermaßen mit Scanspray mattiert werden. Folgende Screenshots zeigen den Scanvorgang des Modells mit der „Ur-brücke“ im Komplettkiefermodus (Abb.: 4-6) und anschließender virtueller Umsetzung als dreidimensionales Modell auf dem Bildschirm (Abb.: 4-7).

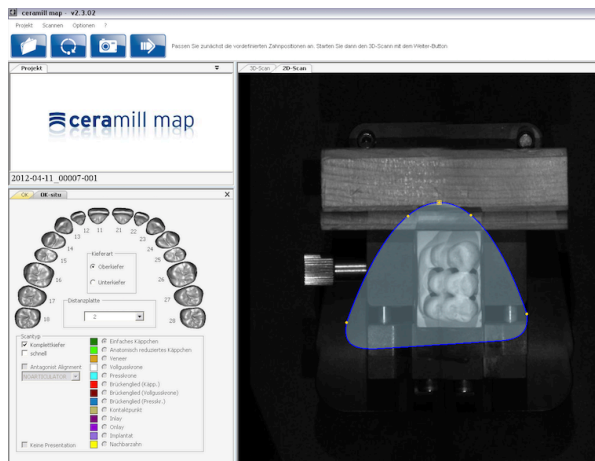


Abb.: 4-6 Pre-Op Scan

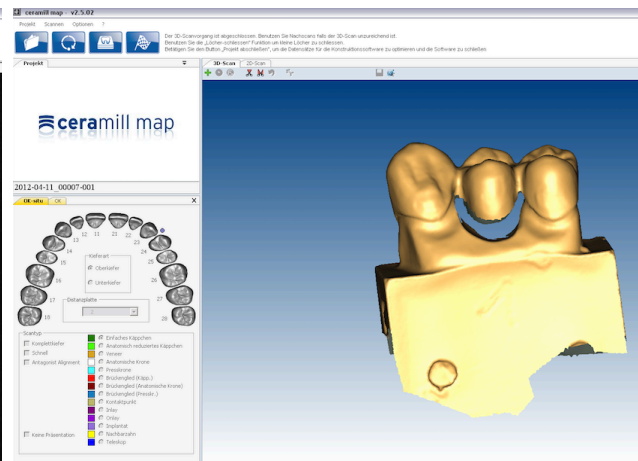


Abb.: 4-7 Eingescanntes Urmodell

4.4.3.3 Konstruktion der Brücke

Anschließend wurden manuell die Präparationsgrenzen des Modells am Monitor festgelegt (Abb.: 4-8). Mit Hilfe der Daten des Pre-op Scans der Universalbrücke konnte die Software eine nahezu identische Brücke virtuell konstruieren (Abb.: 4-9). Sollte diese geringfügig von der Universalbrücke abweichen, konnten kleinere Anpassungen manuell durchgeführt werden. Folgende Parameter wurden bei jeder Brücke einzeln definiert: Eine Mindestdschichtstärke von 0,6 mm, ein Zementspalt von 0,01 mm und der Querschnitt des Verbinders ($7 \text{ mm}^2 / 9 \text{ mm}^2$).

Abb.: 4-10 zeigt die fertig konstruierte Brücke.



Abb.: 4-8 Bestimmen der Präparationslinie

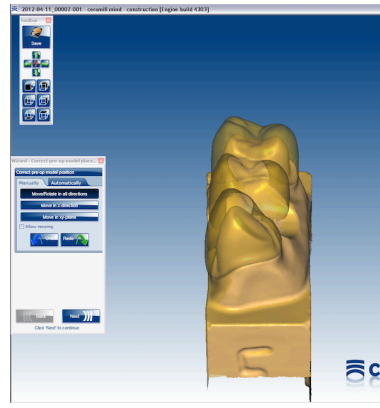


Abb.: 4-9 Brückenkonstruktion über Korrelation

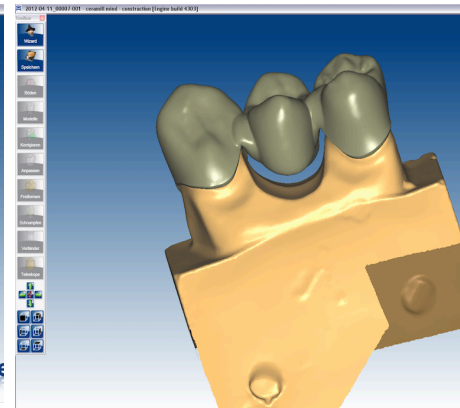


Abb.: 4-10 Konstruierte Brücke

4.4.3.4 Fräsen der Zirkonoxidbrücken

Nach Übertragung der Daten in Ceramill Match (Amann Girrbach GmbH), wurde das Material definiert (ZI/ZOLID), das Fräseset Nr.2 ($\varnothing 2,5 + \varnothing 1,0 \text{ mm}$) bestimmt und die Konstruktion virtuell in den Rohling eingesetzt (Abb.: 4-11). Der mit Hilfe eines Barcodes festgelegte Vergrößerungsfaktor musste manuell angegeben werden, sodass eine, um den entsprechenden Faktor vergrößerte, Restauration ausgeschliffen werden konnte.

Nachdem die Frässtrategie (Superfine D 0.6) bestimmt worden war, konnte die Maschine die Fräsbahnen berechnen. Nach Verbindungsherstellung zur Fräsmaschine Ceramill Motion (Amann Girrbach) konnte der Auftrag an diese weitergegeben und die Brücken nacheinander gefräst werden, wobei in einem

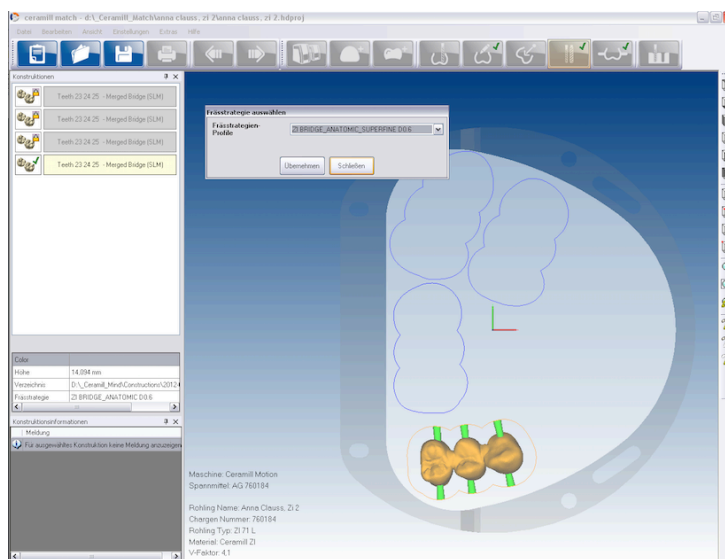


Abb.: 4-11 Nesting der Brücke

Rohling bei richtiger Platzverteilung insgesamt fünf Brücken positioniert werden konnten. Die durchschnittliche Fräszeit einer Restauration betrug ca. 20 Minuten. Fiel während eines Schleifprozesses ein Werkzeug aus, wurde es automatisch durch ein Schwesterwerkzeug ersetzt. Nach Ablauf einer definierten

Zahl von Fräsvorgängen mussten die Werkzeuge erneuert werden. Eine Meldung auf dem Monitor zeigte den anstehenden Werkzeugwechsel an.

4.4.3.5 Bearbeitung der Weißlinge und Einfärben

Das Heraustrennen der Weißlinge aus dem Rohling geschah mit einer kreuzverzahnten Fräse in der Turbine K-air plus (KAVO) ohne Wasserkühlung und wurde, um mögliche Schäden an dem kreideartigen Material zu vermeiden, mit höchster Sorgfalt unternommen. Das Verschleifen und Glätten der Verbinder wurde in zwei Schritten mittels feiner Aufsätze aus dem Pre-Politurset (Amann Girrbach) bewerkstelligt (Abb.: 4-12).



Abb.: 4-12 Weißling

Die Weißlinge wurden nun mit Hilfe einer Kunststoffpinzette (Amann Girrbach) zwei Minuten in eine Färbelösung CL 2, Farbe A3 (Amann Girrbach) getaucht, überschüssige Lösung wurde mit Zellstoff entfernt und anschließend, um eventuellen Spannungen in der Keramik beim Trocknungsprozess entgegen zu wirken, kurz abgedampft.

4.4.3.6 Sinterung der Weißlinge

Nachdem die Brücken im Ofen (KAVO) vorgetrocknet worden waren, wurden die Brücken aus Ceramill ZI entsprechend der Verarbeitungsrichtlinien bei 80 ° C 45 Minuten und die Brücken aus Ceramill ZOLID bei 80 ° C 60 Minuten getrocknet.

Um einem Verlust an Transluzenz entgegen zu wirken, wurden die beiden Materialien später in separate Sinterschalen mit eigenen Sinterkugeln (Amann Girrbach) gelegt und im Hochtemperaturofen Ceramill Therm (Amann Girrbach) mit der Kaufläche nach unten dichtgesintert.

Die Sinterparameter ergaben sich aus dem vom Hersteller vorgegebenen Programm bis zur Endtemperatur von 1450°C einschließlich einer Aufheizrate von 5-10 K/Minute, einer Haltezeit bei Endtemperatur für zwei Stunden und einer Abkühlphase bis zur Raumtemperatur mit circa 5 K / Minute.

4.4.3.7 Aufpassen der Brücken

Die gefrästen Brücken wurden mit dem entsprechenden Meistermodell aus Gips zusammengeführt und zeigten eine gute Primärpassung. Um minimale Passungsungenauigkeiten auszuschließen, wurden sie unter Zuhilfenahme einer Lupenbrille Super Score (Sigma Dental Systems, EMASDI GmbH, Handewitt) und der Markierungspaste Bite XTMKit (Asami Tanaka Dental, Enterprises Europe GmbH, Friedrichsdorf) manuell aufgepasst. Dabei fielen bei zehn Brücken des Materials ceramill ZOLID Risse auf, sodass diese erneut ausgefräst werden mussten.

Auf folgenden Bildern ist nach schwarz weiß Bearbeitung der Rissverlauf deutlich zu erkennen (Abb.: 4-13, Abb.: 4-14).

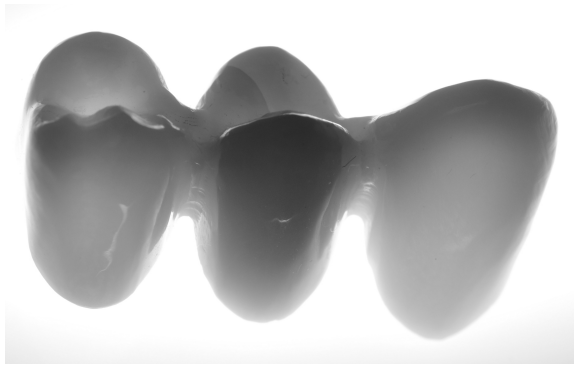


Abb.: 4-13 Zirkonoxidbrücke mit Riss, Ansicht von labial

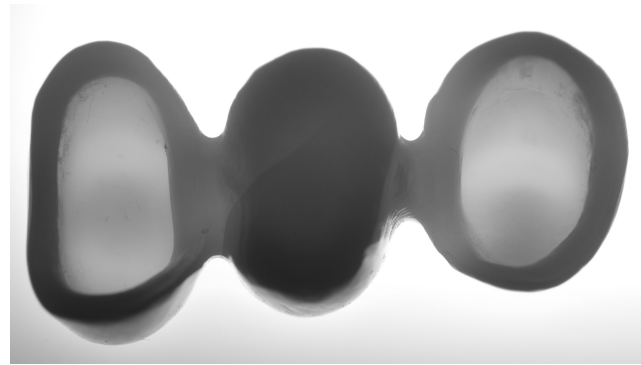


Abb.: 4-14 Zirkonoxidbrücke mit Riss, Ansicht von unten

4.4.3.8 Politur der Brücken

Alle Brücken, auch die zehn Brücken, die einen Riss aufwiesen, wurden anschließend drucklos in sechs Schritten mit sechs verschiedenen Aufsätzen aus dem Politurset (Amann Girrbach) nachbearbeitet. Sowohl die Kontaktflächen zu den Antagonisten als auch die Okklusalfächen wurde mittels Polierpaste (bredent GmbH & Co. KG, Senden) und einem feinem Ziegenhaarbürstchen Rodeo (bredent) auf Hochglanz poliert. Um Reste der Polierpaste zu entfernen wurden die Brücken mit Hilfe des Dampfstrahlers und anschließend im Ultraschallbad sorgfältig gereinigt. Auch diejenigen Brücken, die einen Riss aufwiesen wurden dem gleichen Prozess unterzogen. Abb.: 4-15 und Abb.: 4-16 zeigen die fertig bearbeiteten Zirkonoxidbrücken.



Abb.: 4-15 ZI, poliert



Abb.: 4-16 ZOLID, poliert

4.4.3.9 Glasur der vollanatomischen Zirkonoxidbrücken

Zwei der vier Gruppen wurden zusätzlich glasiert. Die Glasurmasse wurde auf einer sauberen Glasplatte mit Liquid verdünnt, mittels feinem Pinsel auf die Keramikoberfläche aufgebracht und anschließend im Ofen VITA VACUMAT 40 (Vita Zahnfabrik) mit einem vorgegebenen Programm bei einer Starttemperatur von 450°C, einer Trockenzeit von 5 Minuten, einer anschließenden Temperaturerhöhung von 40°C/Minute und einer Endtemperatur von 850°C, gebrannt. Die Werte entsprachen den vom Hersteller vorgegebenen Werten. Folgende Fotografien zeigen die glasierten Zirkonoxidbrücken (Abb.: 4-17, Abb.: 4-18).



Abb.: 4-17 ZI, poliert, glasiert



Abb.: 4-18 ZOLID, poliert, glasiert

4.4.3.10 Zementieren der Brücken

Zur Vorbereitung der Keramik wurden sowohl die Kroneninnenflächen als auch die Oberfläche der Kunststoffstümpfe mit Aluminiumoxid der Körnung 110 µm (Rocatec Pre, 3M ESPE) bei einem Strahldruck von 2 bar silikatisiert. Zur Entfernung aller Überreste wurden die Brücken und die Kunststoffmodelle anschließend erneut abgedampft und im Ultraschallbad gereinigt.

Alle Brücken wurden, nachdem die Innenflächen zuerst für 60 Sekunden mit Monobond Plus (Ivoclar Vivadent) beschichtet worden waren, mit Multilink Automix (Ivoclar Vivadent) zementiert. Nach kurzer Lichthärtung wurden Überreste mit dem Scaler entfernt und die Brücken im Lichtofen Power 104 (Ivoclar Vivadent) für weitere vier Minuten vollständig gehärtet.

4.5 Künstliche Alterung

Um Aufschluss über Abnutzungserscheinungen der Zirkonoxidbrücken zu bekommen, wurden sowohl die Hälfte der Brücken jeder der vier Gruppen, als auch die zehn Brücken, die nach dem Sintervorgang einen Riss aufwiesen, im Kausimulator Chewing Simulator CS-4.10 (SD Mechatronic GmbH, Feldkirchen-Westerham) der künstlichen Alterung durch wiederholtes Einleiten mechanischer Kräfte unterzogen.

4.5.1 Aufbau des Kausimulators

Der Kausimulator besitzt zehn Plexiglaskammern. Diese Kammern sind jeweils mit einem Kunststoffsockel ausgestattet, in welchem die zu prüfenden Modelle mit Hilfe von Sechskantschrauben fixiert werden können. Der Simulator verfügt über eine Vorrichtung zum Einspannen der Antagonisten. Während eines Durchlaufs werden die Proben über einen Zuführschlauch ständig mit Wasser umspült. Die Dauer eines Durchlaufs und die Absenkgeschwindigkeit der Antagonisten können individuell definiert werden.

4.5.2 Durchführung der Kausimulation

Nach Fixierung der Brücken in den Prüfkammern und den dafür vorgesehenen Halterungen wurden die halbrunden, polierten Prüfstempel mit 6 mm Durchmesser so auf die Proben ausgerichtet, dass sie das Brückenzwischenglied immer mittig, okklusal trafen. So konnte auch eine spätere Positionierung in der Universalmaterialprüfmaschine erleichtert werden.

Die Wasserschläuche waren so ausgerichtet, dass die Kontaktstelle von Keramik und Stempel ständig bei Raumtemperatur von Wasser umspült wurde. Es wurde darauf geachtet, dass während des ganzen Versuchs immer genug kondensiertes Wasser zur Verfügung stand.

Mit einer zentral gerichteten Kraft von 50 N, einer Absenkgeschwindigkeit von 20 mm/s und einer Aufwärtsgeschwindigkeit 60 mm/s imitierte die Maschine bei 1,2 Millionen Lastwechseln eine Tragedauer der Zirkonoxidbrücke im Mund von ca. 5 Jahren.

Insgesamt wurden fünf Durchgänge zu den gleichen Bedingungen mit jeweils zehn eingespannten Brücken vorgenommen. Alle Proben hielten den Belastungen im Kausimulator stand und konnten dem Bruchlastversuchs unterzogen werden.

4.6 Bruchwertbestimmung

Um Auskunft über die Biegefestigkeit und gegebenenfalls Unterschiede der beiden Materialien ZI und ZOLID zu erhalten, wurden sowohl alle 80 Brücken der vier Gruppen als auch die 10 Brücken, die nach Sinterung einen Riss aufwiesen, in der Universalmaterialprüfmaschine (Zwick/Roell, 1445, Ulm) bis zu ihrem Versagen belastet.

4.6.1 Aufbau der Universalmaterialprüfmaschine

Die Universalmaterialprüfmaschine besteht aus einem beweglichen Träger und einem Probenhalter. Die Maschine ist mit der digitalen Mess,- Steuer und Regelelektronik testControl ausgestattet. Messdaten werden mithilfe der Prüfsoftware (test-x-pert II V.3.2) auf den PC übertragen.

4.6.2 Durchführung des Bruchlastversuchs

Nach Fixierung der auf den Pfeilerzähnen definitiv zementierten Brücke in einer stabilen Halterung wurde der Prüfstempel mit einem Durchmesser von 6 mm so ausgerichtet, dass er reproduzierbar okklusal mittig auf das Brückenzwischenglied bzw. auf die Stelle auftraf, an der vorangehend der Stempel des Kausimulators die Probe getroffen hatte, sofern diese der künstlichen Alterung unterzogen worden war. Um eine Dämpfung der Spannungsspitzen bzw. eine Verteilung der einwirkenden Kraft auf eine möglichst große Fläche zu erreichen, wurde eine Zinnfolie zwischen Brücke und Prüfstempel platziert. So konnte bei der Versuchsdurchführung ein hoher systematischer Fehler vermieden und die Streubreite der Ergebnisse so gering wie möglich gehalten werden. Die Vorschubgeschwindigkeit des Prüfstempels während des Versuchs betrug konstant 0,5 mm/min.

Mit Beginn des kontinuierlichen Kraftanstiegs wurde das Kraft(N)/Weg(mm)-Diagramm jedes einzelnen Durchgangs in der Prüfungssoftware (test-x-pert II V.3.2) aufgezeichnet und die Kraft beim Eintritt des ersten Frakturereignisses dokumentiert bzw. grafisch dargestellt.

Die Protokolle mit den ermittelten Bruchwerten wurden ausgedruckt und die einzelnen Werte in einer Excel Tabelle aufgeführt. Wichtige Anhaltspunkte waren dabei die Zugehörigkeit der Werte zu einer bestimmten Gruppe, das Material, die Alterung und der Bruchwert.

Zur deskriptiven Analyse der statischen Bruchlasten wurden die Daten in das Statistikprogramm SPSS 22 (SPSS Inc., Version 22, Chicago, USA) überführt und ausgewertet.

Es erfolgte eine Berechnung der Mittelwerte und der Standardabweichung. Zudem wurden die Bruchlasten auf statistisch signifikante Unterschiede untersucht.

4.7 Fraktographische Analyse

Fraktographische Untersuchungsmethoden dienen im Bereich der technischen Werkstoffkunde der Beurteilung von Bauteilversagen anhand der Strukturoberfläche. Um die Oberflächenbeschaffenheit, die Veränderungen des Materials und den Verlauf bzw. den Rissursprung in maximaler Auflösung betrachten zu können, wurden jeweils die erste und die letzte Probe aus jeder der vier Gruppen sowie eine Probe, die schon vor dem Bruchtest einen Riss aufwies, im Sputter Coater Mini Sputter Coater, SC 7620, Polaron (Quorum Technologies LTD Ashford, Kent, UK) mit einer elektrisch leitenden Oberfläche beschichtet und unter dem Rasterelektronenmikroskop Zeiss Supra 55 VP 2557 (Fa. Carl Zeiss SMT GmbH, Oberkochen) analysiert.

4.7.1 Aufbau des Sputter Coater

Der für diese Studie verwendete Magnetron Sputter Coater besteht aus einem Montage Schrank, der die Spannungs- bzw. Stromversorgung zwischen 800 V und 1200 V regelt, dem Sputterkopf mit einem integrierten Magneten, der als Kathode dient und dem Probentisch, der die Anode darstellt. Um die Proben elektrisch leitfähig zu machen, wurden sie in der Vakuumkammer mit einer Gold Palladium Mischung benetzt. Das zugeführte Niederdruckgas Argon stellte dabei ein optimales Medium für die Ionisation dar.

4.7.2 Vorbereitung der Proben

Die zementierten Brücken wurden unterhalb der Keramik vom Kunststoffstumpf getrennt. Aufgrund des vorhandenen Bruchs zerfielen die Brücken in zwei Teile. Die sorgfältig mit Alkohol im Ultraschallbad gereinigten und 24 Stunden getrockneten Fragmente wurden vorsichtig mit Hilfe einer leitenden Folie (Leittab, Fa. Plano, Wetzlar) auf dem Probenträger (REM-Träger, Balzers Union, FL Balzers) befestigt. Die Bruchfläche wurde möglichst parallel zur Tischebene



Abb.: 4-19 Bruchfragment

ausgerichtet. Da nur leitende Oberflächen den Elektronenstrahl ablenken und so ein Bild im REM hervorrufen können, mussten die einzelnen Bruchstücke einem speziellen Vorgang, dem „Sputtern“, unterworfen werden. Der Träger kam hierzu in eine mit Argon geflutete, staubfreie Kammer in welcher die Fragmente unter Vakuum mit einer Gold Palladium Mischung beschichtet wurden. Mit einer Schichtstärke von ca. 29,8 nm konnte die elektrische Leitfähigkeit der Proben gesichert und der Verlust an Bildqualität minimiert werden. Abb.: 4-19 zeigt ein beschichtetes Frakturelement

4.7.3 Aufbau des Rasterelektronenmikroskops

Mit dem Rasterelektronenmikroskop konnten die Oberflächen der zu analysierenden Proben über ein verbundenes Bildgebungssystem als dreidimensionaler Eindruck dargestellt werden. Das REM ist mit einer speziellen Elektronenoptik, einem Vakuumsystem von 10.000 mbar und einem SE2 Detektor ausgerüstet. Um jeglichen Erschütterungen vorzubeugen ist ein Dämpfer zwischen Probenkammer und Vakuumpumpe geschaltet.

4.7.4 Durchführung der REM Analyse

Die Probenträger wurden auf eine definierte Position im REM platziert. Unter Aufbau eines Hochvakuums ($\text{Pa} = 10^{-5} \text{ mbar}$) wurde ein gebündelter Elektronenstrahl, ausgehend von der Kathode, mit einer Beschleunigungsspannung von 10.000 V auf die Oberfläche der Fragmente geschossen. Mit Hilfe des SE 2 Detektors ließ sich die Oberfläche der Proben auf dem PC abbilden.

Die Proben wurden zuerst mit Hilfe einer Übersichtsaufnahme (50 fache Vergrößerung) dargestellt, um in den weiteren Abbildungen genauer ins Detail zu gehen (200-, 500-, 1000 fache Vergrößerung).

4.8 Lichttransmissionsmessung

Um die Transluzenz bzw. Unterschiede der Lichtdurchlässigkeit der beiden verwendeten Materialien feststellen zu können, wurden insgesamt 20 Zirkonoxidplättchen hergestellt. Die Dicke der Plättchen wurde im Verhältnis zur gemessenen Dicke der Brückenversorgung im Bereich der Labialfläche des Eckzahnes festgelegt (Abb.: 4-20) und orientierte sich an Angaben früherer Versuche [5]. Zehn Plättchen wurden aus Ceramill ZOLID- und weitere zehn Plättchen wurden aus Ceramill ZI Rohlingen gefräst. Die Plättchen wiesen im gesinterten Zustand einen Durchmesser von 16 mm und eine Dicke von ca. 1,15 mm auf (Abb.: 4-21). Eine Differenz von 0,05 mm war hierbei zu tolerieren.



Abb.: 4-20 Dickenvermessung der Labialfläche des Eckzahnes

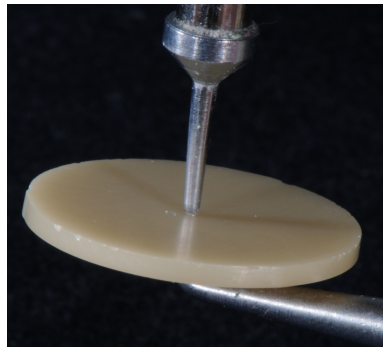


Abb.: 4-21 Dickenvermessung des Plättchens

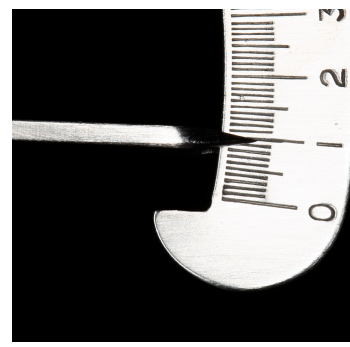


Abb.: 4-22 Schichtstärke 1 mm

4.8.1 Herstellung der Zirkonoxidplättchen

Der Datensatz für die Herstellung der Prüfkörper wurde von einer vorhandenen SDL Datei (Amann Girrbach GmbH) übernommen, sodass der Vorgang des Scannens in diesem Fall ausblieb. Durch richtige Platzierung war es möglich, zehn ZOLID Plättchen bzw. zehn ZI Plättchen aus jeweils zwei Rohlingen herzustellen. Die Scheiben wurden nach Berechnung der Sinterschrumpfung mit einer Dicke von 1,5 mm und einem Durchmesser von 18,7 mm ausgefräst.

Eine Übersicht bietet folgende Abbildung (Abb.: 4-23):

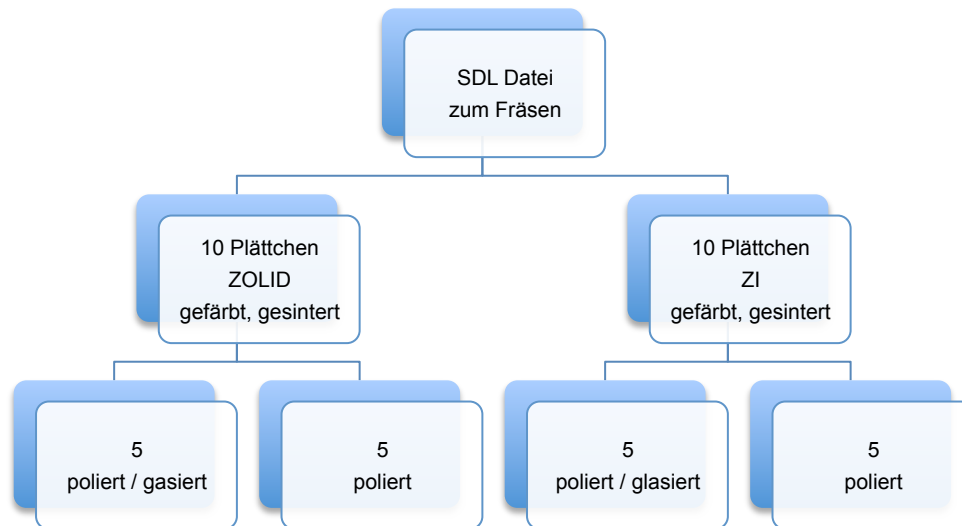


Abb.: 4-23 Herstellung der Zirkonoxidplättchen

4.8.1.1 Bearbeitung und Einfärben der Grünlinge

Die Scheiben wurden vorsichtig mit Hilfe einer kreuzverzahnten Fräse in der Turbine ohne Wasserkühlung vom Rohling getrennt und die Schleifzapfen sorgfältig versäubert (Abb.: 4-24, Abb.: 4-25). Danach wurden alle Plättchen zwei Minuten in die gleiche Färbelösung, in der vormals die Brücken gefärbt wurden, getaucht. Um überschüssige Färbelösung zu entfernen, wurden die Plättchen mit Zellstofftuch abgetupft und kurz abgedampft.



Abb.: 4-24 Platzierung im Rohling



Abb.: 4-25 Zirkonoxidplättchen als Weißling

4.8.1.2 Sintern der Grünlinge

Nach Trocknung der Plättchen im Ofen wurden diese gemäß den vorgegebenen Sinterparametern im Hochtemperaturofen ceramill therm in den vorgesehenen Sinterschalen dichtgesintert.

4.8.1.3 Bearbeitung und Politur der Zirkonoxidplättchen

Die dichtgesinterten Plättchen wurden in gleichem Abstand zueinander auf einer Stahlplatte, die als Probenträger der Schleif- und Poliermaschine Abramin (Struers GmbH, Willich) diente, fixiert. Dazu wurde die Platte erwärmt und eine gleichmäßig dünne Wachsicht aufgebracht. Insgesamt wurden fünf Scheiben auf dem Probenträger platziert. Die Platte wurde mit einer individuell einzustellenden Kraft auf eine, sich entgegengesetzt drehende Schleifscheibe gedrückt. Eine ständige Wasserzufuhr ermöglichte zum einen das Entfernen des Abriebs und führte zum anderen die entstandene Reibungswärme ab. Der erste Schleifdurchgang erfolgte mit einem Diamantschleifpapier der Körnung 40 μm , der Feinschliff mit der Körnung 20 μm . Um eine aussagekräftige Transluzenzmessung durchführen zu können, war es notwendig die Plättchen beidseits analog zu beschleifen und zur Reflexionsoptimierung die Politur mit einem Papier der feinsten Körnung 10 μm vorzunehmen. Es konnte ein gleichmäßiger, planparalleler Abrieb gewährleistet und daraus resultierende Plättchen mit einer Genauigkeit von $\pm 10 \mu\text{m}$ hergestellt werden. Um die Dicke der Scheibchen zwischendurch immer wieder mit Hilfe eines Tasterzirkels Modell 1124 (Renfert GmbH, Hilzingen) kontrollieren zu können, wurde die Platte jedes Mal erneut erwärmt, die Proben herunter genommen, am Mittelpunkt vermessen und die Werte notiert. Die Wachsicht wurde hierfür mit Orange Solvent (Fa. Hager und Werken, Duisburg) und Ethanol (80% (V/V) (Fischer GmbH & Co. KG, Saarbrücken) entfernt. Jedes Plättchen wurde nach dem Sinterprozess, der Färbung und der Politur auf Oberflächenunregelmäßigkeiten wie Risse oder Porositäten untersucht.

4.8.1.4 Glasur

Aus jedem Material wurden jeweils fünf Proben zufällig bestimmt, die daraufhin dem Glasurprozess unterzogen wurden (Abb.: 4-26). Vorgehensweise und Glasurbrand verliefen zu den gleichen Bedingungen, die vorangehend für die vollanatomischen Brücken bestimmt worden waren.



Abb.: 4-26 Fertiges Zirkonoxidplättchen

4.8.2 Aufbau des Spectrophotometers

Die Transluzenzmessungen wurden mit Hilfe des Spektrometers Lambda 35 UV/VIS (Perkin Elmer Inc., Massachusetts, USA) durchgeführt. Das System wird für Messungen an Festkörpern, Pasten und Pulvern verwendet und arbeitet in einem Wellenlängenbereich von 190-1100 nm. Das stabile Aluminium Gehäuse sorgt für eine thermische Stabilität und bietet Schutz vor Messfehlern, verursacht durch Vibration [65]. Der Zweistrahlbetrieb ermöglicht Messungen und Korrektur von Referenzwerten in Echtzeit. Die Lambda-Systeme sind mit quarzbeschichteten und versiegelten lichtstarken Optiken ausgestattet und enthalten vorjustierte Deuterium- und Wolframhalogenlampen. Mit der UV WinLabTM-Software werden Messdaten übertragen, ausgewertet und in einer sicheren Datenbank archiviert [66].

4.8.3 Durchführung der Lichttransmissionsmessung

Für die Transluzenzmessung wurden die Plättchen in der Blende der Messmaschine mit Hilfe von Silikon Knetmasse (ORBIS Handels GmbH, Münster) positioniert und befestigt. Es wurde darauf geachtet, dass kein einfallendes Licht die Messungen verfälscht. Durch Tragen von Handschuhen konnte sicher gestellt werden, dass die Zirkonoxidscheibchen frei von jeglichen Staubresten waren, sodass die Messungen nicht von Verunreinigungen verfälscht wurden.

Nach Kalibrierung des Geräts konnte mit der Messung begonnen werden. Die Intensität des monochromatischen Lichts, I_0 , und das Licht, I , das von der Probe durchgelassen wurde, wurde in 2 nm Intervallen bei sichtbaren Licht der Wellenlänge

(λ) 400 nm bis 700 nm kontinuierlich gemessen. Der Übertragungskoeffizient, t_c , [%], wurde von der Software des Spektrometers für jede Wellenlänge kalkuliert. Folgende Gleichung wurde angewendet: $I / I_0 = T_c^x$

Die gesamte Lichtdurchlässigkeit (%T) jedes Materials wurde aus der Integration ($t_c(\lambda) d\lambda [10^{-5}]$) aller t_c Werte für die Wellenlängen von 400 bis 700 nm berechnet [67].

Um die Lichtdurchlässigkeit zu bewerten, wurden die gesamten Lichtdurchlässigkeitswerte jedes Materials durch den Lichtdurchlässigkeitswert geteilt, bei dem sich keine Probe im Spektrometer befand. So konnte die Durchlässigkeit als Prozentzahl bestimmt werden.

Die Werte wurden direkt auf den Computer übertragen und anhand eines Graphen optisch dargestellt. Der Scanspeed betrug während des Versuchs 480 nm/min. Anschließend wurden die ermittelten Werte in eine Excel Datei übertragen und mithilfe des SPSS Systems statistisch aufbereitet.

5 Ergebnisse

Zur Auswertung der Versuchsergebnisse des Bruchtests und der Transluzenzmessung wurden die ermittelten Werte mit Hilfe von Excel Dateien (Microsoft Corporation, USA) in das Statistikprogramm SPSS 22 (Fa. SPSS Inc., Version 22) übertragen.

Der nichtparametrische Test nach Kolmogorov und Smirnov wurde für alle Versuchswerte zur Bestimmung der Normalverteilung angewendet. Der Test ergab die Normalverteilung aller Proben, sodass, basierend auf diesen Daten, der parametrische t-Test zum Vergleich zweier unabhängiger Gruppen durchgeführt werden konnte. Alle Signifikanzwerte lagen über dem festgelegten Signifikanzniveau von 5% ($p = 0,05$).

Nach Durchführung des Bruchtestversuchs wurde mit Hilfe des Rasterelektronenmikroskops der Rissursprung, bzw. der Rissverlauf der Brücken fraktographisch analysiert und die Bilder beschrieben.

5.1 Ergebnisse des Bruchlastversuchs

Alle Restaurationen hielten den Belastungen im Kausimulator stand und konnten dem Bruchlastversuch unterzogen werden. Auch die Proben, die nach der Sinterung einen Riss aufwiesen, wurden bis zu ihrem Versagen belastet, zeigten jedoch im Vergleich zu allen anderen Gruppen, mit einer minimalen Bruchlast von $F_{u,min} = 159,48N$ erheblich niedrigere Bruchlastwerte, sodass sie von der statistischen Wertung ausgeschlossen wurden.

Zunächst wurde der Einfluss der Alterung auf die Bruchfestigkeit innerhalb jeder einzelnen Gruppe untersucht. Zusätzlich wurde der Einfluss der Verbinderschichtstärke der beiden verwendeten Materialien ZI und ZOLID auf Unterschiede bezüglich der Bruchfestigkeit analysiert. Zuletzt wurden die beiden Materialien ZI und ZOLID auf Unterschiede hinsichtlich der Bruchfestigkeit verglichen.

5.1.1 Einfluss der Alterung innerhalb der Gruppen

Um herauszufinden, ob ein statistisch signifikanter Unterschied bei den Mittelwerten der gemessenen Bruchwerte aller vier Gruppen in Bezug auf die Alterung bestand, wurde der parametrische t-Test für unabhängige Stichproben zum Vergleich von jeweils zwei Gruppen angewendet.

Dabei stellte eine erfolgte Alterung bzw. keine Alterung die unabhängige Variable dar. Die abhängige Variable wurde in dem Fall durch den Mittelwert der Bruchwerte ausgedrückt.

5.1.1.1 Gruppe I (ZI, 7 mm², poliert, glasiert)

Mit Hilfe des Levene-Tests wurde die Gleichheit der Abweichungen von gealterten und nicht gealterten Proben überprüft. Der Test ergab einen Signifikanzwert von ,307 und ist bei dem festgelegten Signifikanzniveau von 5% als nicht signifikant einzustufen ($p = ,05$). Die Varianzen der Gruppen verhielten sich gleich.

H_0 = Es gibt keinen signifikanten Unterschied der mittleren Bruchwerte zwischen den gealterten, bzw. nicht gealterten Proben der Gruppe I.

H_1 = Mindestens ein Mittelwert der Bruchwerte der gealterten, bzw. der nicht gealterten Proben der Gruppe I weicht von den Vergleichswerten ab.

Es wurde kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den gealterten Proben ($M=853,8750$; $SD=188,81684$) und den nicht gealterten Proben ($M=777,7540$; $SD=145,35548$; $t(18)=1,010$; $p=,326$] festgestellt. Damit konnte die Nullhypothese bestätigt werden.

Gruppenstatistiken				
Alterung	N	Mittelwert	Standard-abweichung	Standardfehler des Mittelwertes
Bruchwert gealtert	10	853,8750	188,81684	59,70913
nicht gealtert	10	777,7540	145,35548	45,96544

Tab.: 5-1 Gruppenstatistiken

Test bei unabhängigen Stichproben

	Levene - Test der Varianzgleichheit		T-Test für die Mittelwertgleichheit						
	F	Signifikanz	T	df	Sig. (2-seitig)	Mittlere Diff.	Std. fehler der Diff.	95% Konfidenzintervall der Differenz	
								Untere	Obere
Bruchwert									
Varianzen sind gleich	1,106	,307	1,010	18	,326	76,121	75,35252	-82,19	234,43
Varianzen nicht gleich			1,010	16,895	,327	76,121	75,35252	-82,93	235,18

Tab.: 5-2 Test bei unabhängigen Stichproben

5.1.1.2 Gruppe II (ZOLID, 7 mm², poliert, glasiert)

Mit Hilfe des Levene-Tests wurde die Gleichheit der Abweichungen von gealterten und nicht gealterten Proben überprüft. Der Test ergab einen Signifikanzwert von ,990 und ist bei dem festgelegten Signifikanzniveau von 5% als nicht signifikant einzustufen ($p = ,05$). Die Varianzen der Gruppen verhielten sich gleich.

H_0 = Es gibt keinen signifikanten Unterschied der mittleren Bruchwerte zwischen den gealterten, bzw. nicht gealterten Proben der Gruppe II.

H_1 = Mindestens ein Mittelwert der Bruchwerte der gealterten, bzw. der nicht gealterten Proben der Gruppe II weicht von den Vergleichswerten ab.

Es wurde kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den gealterten Proben ($M=768,8980$; $SD=151,03952$) und den nicht gealterten Proben ($M=639,9790$; $SD=149,21483$; $t(18)=1,920$; $p=,071$] festgestellt. Damit konnte die Nullhypothese bestätigt werden.

Gruppenstatistiken

Alterung	N	Mittelwert	Standard-abweichung	Standardfehler des Mittelwertes
Bruchwert gealtert	10	768,8980	151,03952	47,76289
nicht gealtert	10	639,9790	149,21483	47,18587

Tab.: 5-3 Gruppenstatistiken

Test bei unabhängigen Stichproben

	Levene - Test der Varianzgleichheit		T-Test für die Mittelwertgleichheit						
	F	Signifikanz	T	df	Sig. (2seitig)	Mittlere Diff.	Std. fehler der Diff.	95% Konfidenzintervall der Differenz	
								Untere	Obere
Bruchwert									
Varianzen sind gleich	,000	,990	1,920	18	,071	128,919	67,14015	-12,14	269,98
Varianzen nicht gleich			1,920	17,997	,071	128,919	67,14015	-12,14	269,98

Tab.: 5-4 Test bei unabhängigen Stichproben

5.1.1.3 Gruppe III (ZI, 9 mm², poliert)

Der Test ergab einen Signifikanzwert von ,769 und ist bei dem festgelegten Signifikanzniveau von 5% als nicht signifikant einzustufen ($p = ,05$). Die Varianzen der Gruppen verhielten sich gleich.

H_0 = Es gibt keinen signifikanten Unterschied der mittleren Bruchwerte zwischen den gealterten, bzw. nicht gealterten Proben der Gruppe III.

H_1 = Mindestens ein Mittelwert der Bruchwerte der gealterten, bzw. der nicht gealterten Proben der Gruppe III weicht von den Vergleichswerten ab.

Es wurde kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den gealterten Proben ($M=786,5240$; $SD=186,40308$) und den nicht gealterten Proben ($M=893,7450$; $SD=185,56574$; $t(18)=-1,289$; $p=,214$] festgestellt. Damit konnte die Nullhypothese bestätigt werden.

Gruppenstatistiken

Alterung	N	Mittelwert	Standard-abweichung	Standardfehler des Mittelwertes
Bruchwert gealtert	10	786,5240	186,40308	58,94583
nicht gealtert	10	893,7450	185,56574	58,68104

Tab.: 5-5 Gruppenstatistiken

Test bei unabhängigen Stichproben

	Levene - Test der Varianzgleichheit		T-Test für die Mittelwertgleichheit						
	F	Signifikanz	T	df	Sig. (2seitig)	Mittlere Diff.	Std. fehler der Diff.	95% Konfidenzintervall der Differenz	
								Untere	Obere
Bruchwert									
Varianzen sind gleich	,089	,769	-1,289	18	,214	-107,221	83,17497	-281,97	67,52
Varianzen nicht gleich			-1,289	18,0	,214	-107,221	83,17497	-281,97	67,52

Tab.: 5-6 Test bei unabhängigen Stichproben

5.1.1.4 Gruppe IV (ZOLID, 9 mm², poliert)

Der Test ergab einen Signifikanzwert von ,602 und ist bei dem festgelegten Signifikanzniveau von 5% als nicht signifikant einzustufen ($p = ,05$). Die Varianzen der Gruppen verhielten sich gleich.

H_0 = Es gibt keinen signifikanten Unterschied der mittleren Bruchwerte zwischen den gealterten, bzw. nicht gealterten Proben der Gruppe IV.

H_1 = Mindestens ein Mittelwert der Bruchwerte der gealterten, bzw. der nicht gealterten Proben der Gruppe IV weicht von den Vergleichswerten ab.

Es wurde kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den gealterten Proben ($M=869,5670$; $SD=183,53749$) und den nicht gealterten Proben ($M=735,8640$; $SD=194,42696$; $t(18)=1,581$; $p=,131$] festgestellt. Damit konnte die Nullhypothese bestätigt werden.

Gruppenstatistiken

Alterung	N	Mittelwert	Standard- abweichung	Standardfehler des Mittelwertes
Bruchwert gealtert	10	869,5670	183,53749	58,03965
Bruchwert nicht gealtert	10	735,8640	194,42696	61,48320

Tab.: 5-7 Gruppenstatistiken

Test bei unabhängigen Stichproben

	Levene - Test der Varianzgleichheit		T-Test für die Mittelwertgleichheit						
	F	Signifikanz	T	df	Sig. (2seitig)	Mittlere Diff.	Std. fehler der Diff.	95% Konfidenzintervall der Differenz	
								Untere	Obere
Bruchwert									
Varianzen sind gleich	,282	,602	1,581	18	,131	133,70	84,55	-43,93	311,34
Varianzen nicht gleich			1,581	17,941	,131	133,70	84,55	-43,97	311,38

Tab.: 5-8 Test bei unabhängigen Stichproben

5.1.2 Einfluss der Verbinderschichtstärke innerhalb einer Materialgruppe

Um herauszufinden, ob ein statistisch signifikanter Unterschied bei den Mittelwerten der gemessenen Bruchwerte der beiden Materialgruppen in Bezug auf die Verbinderschichtstärke bestand, wurde der parametrische t-Test für unabhängige Stichproben zum Vergleich innerhalb einer Materialgruppe angewendet.

Dabei stellte eine Verbinderschichtstärke von 7 mm² bzw. eine Verbinderschichtstärke von 9 mm² die unabhängige Variable dar. Die abhängige Variable wurde in dem Fall durch den Mittelwert der Bruchwerte ausgedrückt.

5.1.2.1 Einfluss der Verbinderschichtstärke des Materials ZI

Mit Hilfe des Levene-Tests wurde die Gleichheit der Abweichungen von Gruppe I (ZI, 7 mm² poliert/glasiert) und Gruppe III (ZI 9 mm² poliert) überprüft. Der Test ergab einen Signifikanzwert von ,466 und ist bei dem festgelegten Signifikanzniveau von 5% als nicht signifikant einzustufen ($p = ,05$). Die Varianzen der Gruppen verhielten sich gleich.

H_0 = Es gibt keinen signifikanten Unterschied der mittleren Bruchwerte zwischen den Proben mit Verbinderquerschnitt 7 mm², bzw. 9 mm²

H_1 = Mindestens ein Mittelwert der Bruchwerte der Proben mit Verbinderquerschnitt 7 mm², bzw. 9 mm² weicht von dem anderen Gruppen ab.

Es wurde kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den Proben mit 7 mm² Verbinderquerschnitt ($M=815,8145$; $SD=168,58423$) und den Proben mit 9 mm² Verbinderquerschnitt ($M=840,1345$; $SD=189,19615$; $t(38)=-,429$; $p=,670$] festgestellt. Damit konnte die Nullhypothese bestätigt werden.

Gruppenstatistiken				
	N	Mittelwert	Standard- abweichung	Standardfehler des Mittelwertes
Bruchwert ZI 7mm ² p/g	20	815,8145	168,58423	37,69,658
ZI 9mm ² p	20	840,1345	189,19615	42,30555

Tab.: 5-9 Gruppenstatistiken

Test bei unabhängigen Stichproben

	Levene - Test der Varianzgleichheit		T-Test für die Mittelwertgleichheit						
	F	Sig.	T	df	Sig. (2-seitig)	Mittlere Diff.	Std. fehler der Diff.	95% Konfidenzintervall der Differenz	
								Untere	Obere
Bruchwert									
Varianzen sind gleich	,543	,466	-,429	38	,670	-24,32000	56,66384	-139,02996	90,38996
Varianzen nicht gleich			-,429	37,505	,670	-24,32000	56,66384	-139,07966	90,43966

Tab.: 5-10 Test bei unabhängigen Stichproben

5.1.2.2 Einfluss der Verbinderschichtstärke des Materials ZOLID

Mit Hilfe des Levene-Tests wurde die Gleichheit der Abweichungen von Gruppe II (ZOLID, 7 mm² poliert/glasiert) und Gruppe IV (ZOLID 9 mm² poliert) überprüft. Der Test ergab einen Signifikanzwert von ,264 und ist bei dem festgelegten Signifikanzniveau von 5% als nicht signifikant einzustufen ($p = ,05$). Die Varianzen der Gruppen verhielten sich gleich.

H_0 = Es gibt keinen signifikanten Unterschied der mittleren Bruchwerte zwischen den Proben mit Verbinderquerschnitt 7 mm², bzw. 9 mm²

H_1 = Mindestens ein Mittelwert der Bruchwerte der Proben mit Verbinderquerschnitt 7 mm², bzw. 9 mm² weicht von dem anderen Gruppen ab.

Es wurde kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den Proben mit 7 mm² Verbinderquerschnitt ($M=704,4385$; $SD=160,39467$) und den Proben mit 9 mm² Verbinderquerschnitt ($M=802,7155$; $SD=196,38484$; $t(38)=-1,733$; $p=,091$] festgestellt. Damit konnte die Nullhypothese bestätigt werden.

Gruppenstatistiken

	N	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes
Bruchwert ZOLID7mm ² p/g	20	704,4385	160,39467	35,86534
ZOLID9mm ² p	20	802,7155	196,38484	43,91299

Tab.: 5-11 Gruppenstatistiken

Test bei unabhängigen Stichproben

	Levene - Test der Varianzgleichheit		T-Test für die Mittelwertgleichheit						
	F	Sig.	T	df	Sig. (2-seitig)	Mittlere Diff.	Std. fehler der Diff.	95% Konfidenzintervall der Differenz	
								Untere	Obere
Bruchwert									
Varianzen sind gleich	,1283	,264	-1,733	38	,091	-98,277	56,69809	-213,05627	16,50227
Varianzen nicht gleich			-1,733	36,542	,091	-98,277	56,69809	-213,20681	16,65281

Tab.: 5-12 Test bei unabhängigen Stichproben

5.1.3 Einfluss des Materials auf die Bruchfestigkeit

Um heraus zu finden, ob es Unterschiede hinsichtlich des verwendeten Materials gab, wurden alle Proben unabhängig von ihrer Alterung miteinander verglichen. Eine Gruppe wurde mit allen Proben des Materials ZI und die andere Gruppe mit allen Proben aus dem Material ZOLID gebildet. Dabei stellten die Materialgruppen ZI oder ZOLID die unabhängige Variable dar. Die abhängige Variable wurde in dem Fall durch den Mittelwert der Bruchwerte ausgedrückt.

Mit Hilfe des Levene-Tests wurde die Gleichheit der Abweichungen von Gruppe ZI und Gruppe ZOLID überprüft. Der Test ergab einen Signifikanzwert von ,912 und ist bei dem festgelegten Signifikanzniveau von 5% als nicht signifikant einzustufen ($p = ,05$). Die Varianzen der Gruppen verhielten sich gleich.

H_0 = Es gibt keinen signifikanten Unterschied der mittleren Bruchwerte zwischen den Proben aus ZI oder aus ZOLID

H_1 = Mindestens ein Mittelwert der Bruchwerte der Proben des Materials ZI oder ZOLID weicht von dem anderen Gruppen ab.

Es wurde kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den Proben aus ZI ($M=827,9745$; $SD=1177,30282$) und den Proben aus ZOLID ($M=753,5770$; $SD=183,84493$; $t(78)=1,842$; $p=,069$] festgestellt. Damit konnte die Nullhypothese bestätigt werden.

Gruppenstatistiken

Alterung	N	Mittelwert	Standard- abweichung	Standardfehler des Mittelwertes
Bruchwert ZI	40	827,9745	177,30282	28,03404
Bruchwert ZOLID	40	753,5770	183,84493	29,06844

Tab.: 5-13 Gruppenstatistiken

Test bei unabhängigen Stichproben

	Levene - Test der Varianz- gleichheit		T-Test für die Mittelwertgleichheit						
	F	Sig.	T	df	Sig. (2 seitig)	Mittlere Diff.	Std. fehler der Diff.	95% Konfidenzintervall der Differenz	
								Untere	Obere
Bruchwert									
Varianzen sind gleich	,012	,912	1,842	78	,069	74,39750	40,38417	-6,00121	154,79621
Varianzen nicht gleich			1,842	77,898	,069	74,39750	40,38417	-6,00287	154,79787

Tab.: 5-14 Test bei unabhängigen Stichproben

5.2 Rasterelektronenmikroskopische Analyse der Bruchfragmente

Die Analyse mit Hilfe des Rasterelektronenmikroskops wurde an den gebrochenen Fragmenten von jeweils zwei Proben jeder Gruppe durchgeführt. In Folgendem wurde jeweils ein Bild stellvertretend für eine Gruppe ausgewählt und beschrieben.

Das Eintreten eines ersten Frakturereignisses war bei allen Belastungsprüfungen mit dem vollständigen Versagen der Brücken verbunden. Es kam selten zu Abplatzungen der Keramik. Anhand einiger typischer Merkmale der Frakturoberfläche konnte der Ursprung und der Verlauf des Risses rekonstruiert werden. Zuerst wurde der Bereich um den Riss in 50-facher, 200-facher, 500-facher und als letztes in 1000-facher Vergrößerung dargestellt. Deutlich sichtbar waren Materialabplatzungen, Rissfortpflanzungen und Veränderungen der ansonsten homogenen, feinkristallinen Gefügestruktur.

Die folgende Abbildung (Abb.: 5-1) stellt die Umgebung des Risses mit typischen Bruchoberflächenmerkmalen schematisch dar.

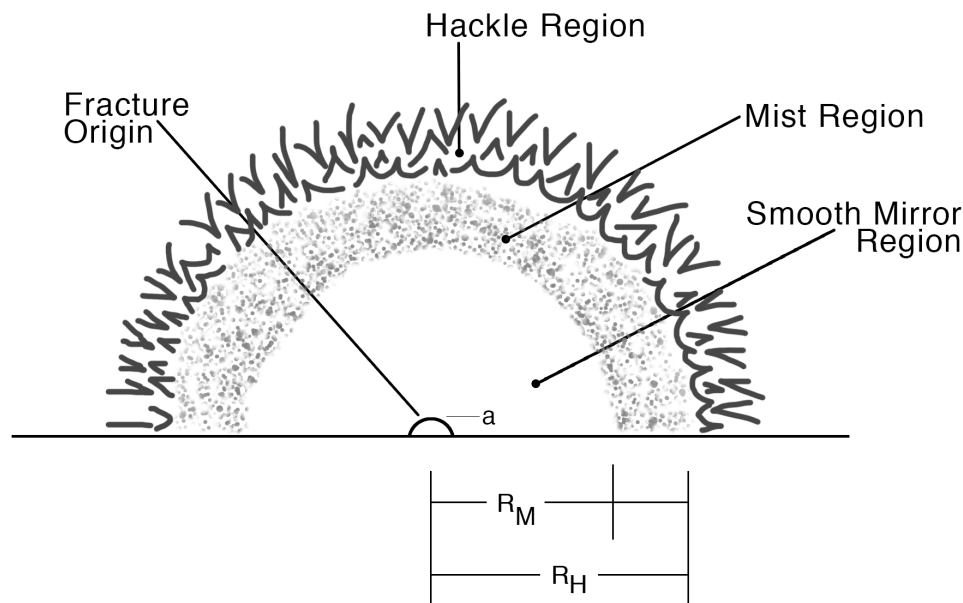


Abb.: 5-1 Typische Bruchoberflächenmerkmale

5.2.1 Aufnahmen der Gruppe I

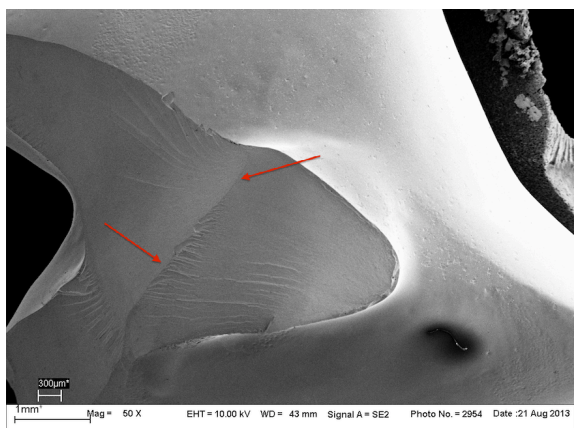


Abb.: 5-2 Gruppe I, ZI, 7mm² poliert, glasiert, nicht gealtert

Folgendes REM Bild (Abb.: 5-2) zeigt die typische Bruchoberfläche einer frakturierten Probe. Die Oberfläche der Keramik stellte sich durch die Glasurmasse als gut benetzt dar. Teilweise zeigten sich kleinste Einschlüsse im Material auf der ansonsten homogenen Oberfläche. Deutlich zu erkennen war eine glatte Region um den Bruchsprung, sie wird als „mirror zone“ bezeichnet (rote Pfeile). Für einen kleinen

Bereich, die sog. „mist zone“, war eine raue Oberfläche kennzeichnend. Daran angrenzend befand sich die sog. „Hackle zone“. Sie beschreibt große unregelmäßige Facetten, die strahlenförmig vom Bruchspiegel verliefen.

5.2.2 Aufnahmen der Gruppe II

Wie auf der folgenden Aufnahme (Abb.: 5-3) zu erkennen ist, durchzogen feinste Risse das Material ausgehend von einem Punkt (s. Kreis). Auf der Okklusalfäche konnte zusätzlich ein Ausbruch der Glasurmasse im Verlauf der Bruchlinie festgestellt werden (s. Pfeil). Die Restauration

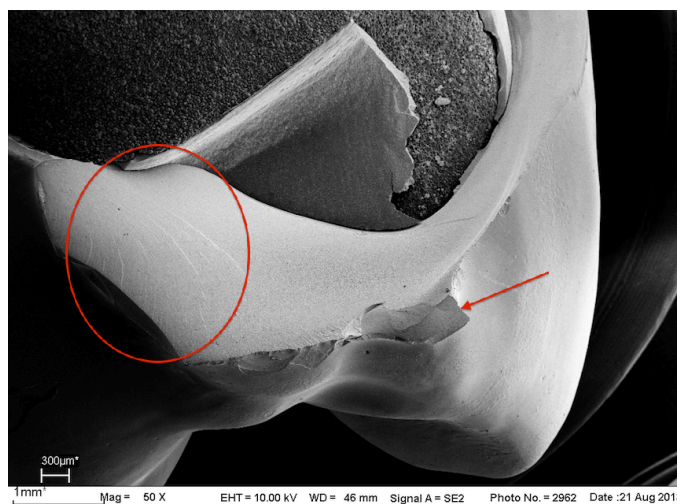


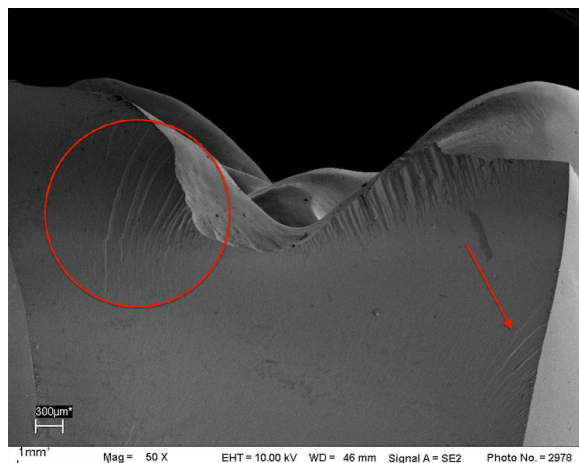
Abb.: 5-3 Gruppe II, ZOLID; 7 mm², poliert, glasiert, gealtert

lag dem Probestumpf optimal auf.

Reste von Zement waren zu

erkennen. Das Material stellte sich ansonsten nahezu porenfrei dar.

5.2.3 Aufnahmen der Gruppe III



Am Abhang der Höcker ließen sich minimale Abrasionsspuren erkennen hervorgerufen durch den Prüfstempel während der Kausimulation. Deutlich hell zeichneten sich Risse vom übrigen Material ab. Sie verliefen bis hin zur Okklusalfäche. Siehe dazu Abb.: 5-4.

Abb.: 5-4 Gruppe III, Zi, 9 mm², poliert, glasiert

5.2.4 Aufnahmen der Gruppe IV

Die Proben der Gruppe IV zeigten eine homogene, dicht vergütete Oberflächenstruktur. Der Rissursprung war gut abgrenzbar. Auf folgenden Aufnahmen ist die Struktur der Haarrisse mit einer 50 fachen (Abb.: 5-5), bzw. noch genauer mit einer 200 fachen Vergrößerung (Abb.: 5-6) abgebildet.

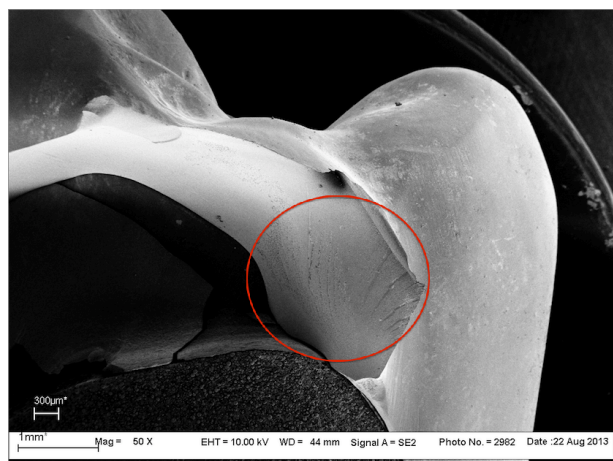


Abb.: 5-5 Gruppe IV, Zi, 9 mm², poliert, glasiert, gealtert

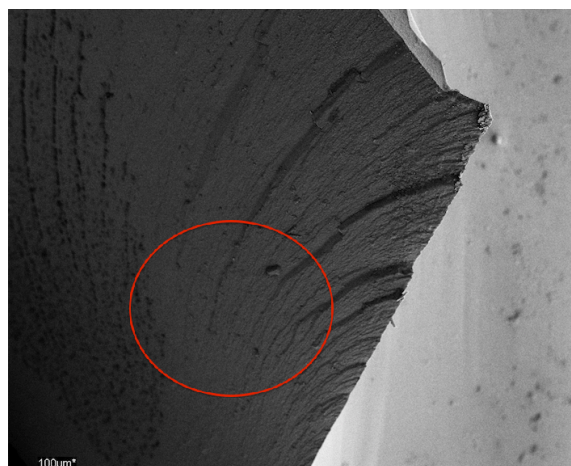


Abb.: 5-6 Gruppe IV, 9 mm², poliert, glasiert, gealtert

5.3 Ergebnisse der Transluzenzmessung

Um herauszufinden, ob ein statistisch signifikanter Unterschied bei den Mittelwerten der gemessenen Werte der Lichtdurchlässigkeit bestand, wurde der parametrische t-Test zum Vergleich der Messwerte von jeweils zwei Gruppen angewendet.

Dabei stellten die Materialgruppen (ZI oder ZOLID) die unabhängige Variable dar. Die abhängige Variable wurde in dem Fall durch den Mittelwert der Transluzenz ausgedrückt. Insgesamt wurden 20 Proben analysiert.

Die folgenden Tabellen geben eine Übersicht der verarbeiteten Fälle und liefern einen Bericht über Mittelwerte der Streuung aller erfassten Materialgruppen und deren Standardabweichung.

Bericht

Transluzenz

Gruppe	Mittelwert	N	Standardabweichung
1	5007,80	5	594,089
2	6354,20	5	318,430
3	4685,80	5	215,573
4	5734,40	5	518,340
Insgesamt	5445,55	20	776,889

Tab.: 5-15 Mittelwerte der Transluzenzmessung

Folgendes Fehler-Balken-Diagramm Abb.: 5-7 stellt die unterschiedlichen Versuchsgruppen in Bezug auf ihre Transluzenz graphisch dar.

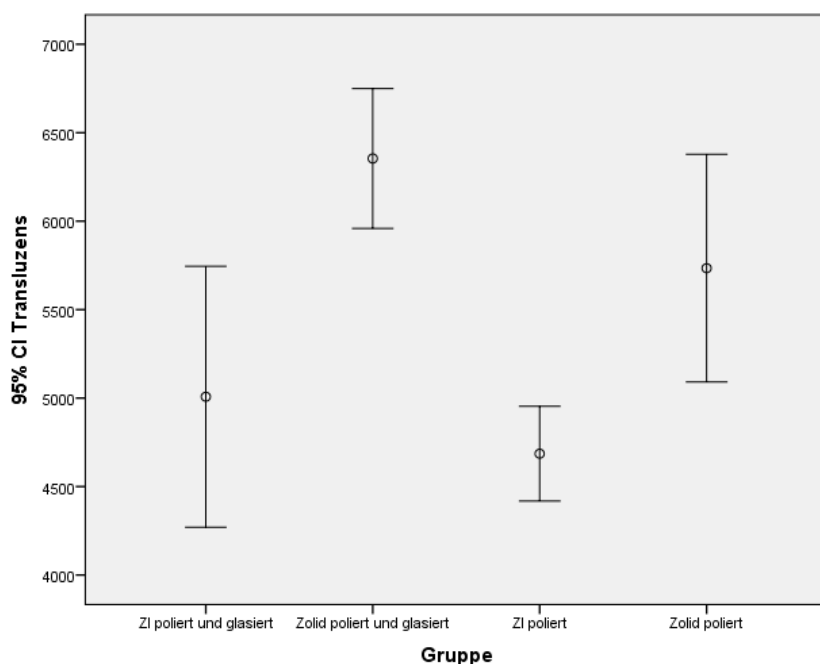


Abb.: 5-7 graphische Darstellung der Transluzenzverteilung der Gruppen

5.3.1 Vergleich Gruppe I und II

Mit Hilfe des Levene-Tests wurde die Gleichheit der Abweichungen von Gruppen I und Gruppe II überprüft. Der Test ergab einen Signifikanzwert von ,348 und ist bei dem festgelegten Signifikanzniveau von 5% als nicht signifikant einzustufen ($p = ,05$). Die Varianzen der Gruppen verhielten sich gleich.

H_0 = Es gibt keinen signifikanten Unterschied der Mittelwerte der Transluzenz zwischen den beiden Gruppen.

H_1 = Der Mittelwert der Transluzenz einer Gruppe weicht von dem Mittelwert der anderen Gruppen ab.

Es wurde ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen Gruppe I ZI poliert/glasiert ($M=5007,80$; $SD=594,089$) und Gruppe II ZOLID poliert/glasiert ($M=6354,20$; $SD=318,430$; $t(8) = -4,467$; $P=,002$] festgestellt. Proben der Gruppe II zeigten eine deutlich höhere Lichtdurchlässigkeit als Proben der Gruppe I. Damit konnte die Nullhypothese widerlegt werden.

Gruppenstatistiken

Alterung	N	Mittelwert	Standard-abweichung	Standardfehler des Mittelwertes
Transluzenz ZI p/g	5	5007,80	594,089	265,685
Transluzenz ZOLID p/g	5	6354,20	318,430	142,406

Tab.: 5-16 Gruppenstatistiken

Test bei unabhängigen Stichproben

	Levene - Test der Varianzgleichheit		T-Test für die Mittelwertgleichheit						
	F	Sig.	t	df	Sig. (2-seitig)	M Mittlere Diff.	Std. fehler der Diff.	95% Konfidenzintervall der Differenz	
								Untere	Obere
Transluzenz									
Varianzen sind gleich	,993	,348	-4,467	8	,002	-1346,400	301,443	-2041,529	-651,271
Varianzen nicht gleich			-4,467	6,123	,004	-1346,400	301,443	-2080,424	-612,376

Tab.: 5-17 Test bei unabhängigen Stichproben

5.3.2 Vergleich Gruppe III und IV

Mit Hilfe des Levene-Tests wurde die Gleichheit der Abweichungen von Gruppen III und Gruppe IV überprüft. Der Test ergab einen Signifikanzwert von ,215 und ist bei dem festgelegten Signifikanzniveau von 5% als nicht signifikant einzustufen ($p = ,05$). Die Varianzen der Gruppen verhielten sich gleich.

H_0 = Es gibt keinen signifikanten Unterschied der Mittelwerte der Transluzenz zwischen den beiden Gruppen.

H_1 = Der Mittelwert der Transluzenz einer Gruppe weicht von dem der anderen Gruppen ab.

Es wurde ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen Gruppe III ZI poliert ($M=4685,80$; $SD=215,573$) und Gruppe IV ZOLID poliert ($M=5734,40$; $SD=518,340$; $t(8) = -4,177$; $P=,003$] festgestellt. Damit wurde die Nullhypothese widerlegt.

Gruppenstatistiken

Alterung	N	Mittelwert	Standard- abweichung	Standardfehler des Mittelwertes
Transluzenz ZI poliert	5	4685,80	215,573	96,407
ZOLID poliert	5	5734,40	518,340	231,809

Tab.: 5-18 Gruppenstatistiken

Test bei unabhängigen Stichproben

	Levene - Test der Varianz- gleichheit		T-Test für die Mittelwertgleichheit						
	F	Sig.	T	df	Sig. (2 seitig)	Mittlere Diff.	Std. fehler der Diff.	95% Konfidenzintervall der Differenz	
								Untere	Obere
Transluzenz									
Varianzen sind gleich	1,810	,215	-4,177	8	,003	-1048,600	251,057	-1627,538	-469,662
Varianzen nicht gleich			-4,177	5,344	,008	-1048,600	251,057	-1681,681	-415,519

Tab.: 5-19 Test bei unabhängigen Stichproben

5.3.3 Vergleich Gruppe I und III

Mit Hilfe des Levene-Tests wurde die Gleichheit der Abweichungen von Gruppen I und Gruppe III überprüft. Der Test ergab einen Signifikanzwert von ,165 und ist bei dem festgelegten Signifikanzniveau von 5% als nicht signifikant einzustufen ($p = ,05$). Die Varianzen der Gruppen verhielten sich gleich.

H_0 = Es gibt keinen signifikanten Unterschied der Mittelwerte der Transluzenz zwischen den beiden Gruppen.

H_1 = Der Mittelwert der Transluzenz einer Gruppe weicht von dem der anderen Gruppen ab.

Es wurde kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen Gruppe I ZI poliert/glasiert ($M=5007,80$; $SD=594,089$) und Gruppe III ZI poliert ($M=4685,80$; $SD=215,573$; $t(8)=1,139$; $P=,288$] festgestellt. Damit wurde die Nullhypothese widerlegt.

Gruppenstatistiken

Alterung	N	Mittelwert	Standard- abweichung	Standardfehler des Mittelwertes
Transluzenz ZI p/g	5	5007,80	594,089	265,685
ZI p	5	4685,80	215,573	96,407

Tab.: 5-20 Gruppenstatistiken

Test bei unabhängigen Stichproben

	Levene-Test der Varianzgleichheit		T-Test für die Mittelwertgleichheit						
	F	Sig.	T	Df	Sig. (2-seitig)	Mittlere Diff.	Std. fehler der Diff.	95% Konfidenzintervall der Differenz	
								Untere	Obere
Transluzenz									
Varianzen sind gleich	2,334	,165	1,139	8	,288	322,000	282,635	-329,7758	973,758
Varianzen nicht gleich			1,139	5,035	,306	322,000	282,635	-403,003	1047,003

Tab.: 5-21 Test bei unabhängigen Stichproben

5.3.4 Vergleich Gruppe II und IV

Mit Hilfe des Levene-Tests wurde die Gleichheit der Abweichungen von Gruppen II und Gruppe IV überprüft. Der Test ergab einen Signifikanzwert von ,469 und ist bei dem festgelegten Signifikanzniveau von 5% als nicht signifikant einzustufen ($p = ,05$). Die Varianzen der Gruppen verhielten sich gleich.

H_0 = Es gibt keinen signifikanten Unterschied der Mittelwerte der Transluzenz zwischen den beiden Gruppen.

H_1 = Der Mittelwert der Transluzenz einer Gruppe weicht von dem der anderen Gruppen ab.

Es wurde kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen Gruppe II ZOLID poliert/glasiert ($M=6354,20$; $SD=318,430$) und Gruppe IV ZOLID poliert ($M=5734,40$; $SD=518,340$; $t(8)=2,278$; $p=,052$] festgestellt. Damit wurde die Nullhypothese widerlegt.

Gruppenstatistiken

Alterung	N	Mittelwert	Standard-abweichung	Standardfehler des Mittelwertes
ZOLID p/g	5	6354,20	318,430	142,406
Transluzenz ZOLID p	5	5734,40	518,340	231,809

Tab.: 5-22 Gruppenstatistiken

Test bei unabhängigen Stichproben

	Levene - Test der Varianzgleichheit		T-Test für die Mittelwertgleichheit						
	F	Sig.	T	df	Sig. (2-seitig)	Mittlere Diff.	Std. fehler der Diff.	95% Konfidenzintervall der Differenz	
								Untere	Obere
Transluzenz									
Varianzen sind gleich	,579	,469	2,278	8	,052	619,800	272,057	-7,564	1247,164
Varianzen nicht gleich			2,278	6,643	,059	619,800	272,057	-30,592	1270,192

Tab.: 5-23 Test bei unabhängigen Stichproben

6 Diskussion

6.1 In-Vitro-Untersuchung

Bevor klinische Studien an Patienten durchgeführt werden können, ist es wichtig, in Form von in vitro Studien die mechanischen Eigenschaften von Werkstoffen zu erforschen. Verglichen mit klinischen Studien, sind in vitro Versuche billiger, leichter zu reproduzieren und weniger abhängig von unvorhersehbaren Einflüssen [58]. Der Versuchsaufbau sollte möglichst realitätsnah gestaltet werden. Trotzdem stellen gewonnene Daten lediglich eine Annäherung an die Realbedingungen im Mund dar und sollten als Anhaltspunkt für weitere Forschungen betrachtet werden.

6.2 Material und Methode

Als Vorlage für die in der Studie verwendeten 80 Modelle diente das Kunststoffmodell einer dreigliedrigen Brückensituation im Oberkiefer.

Zur Vervielfältigung dieses Modells stellte sich das Abformmaterial Impregum Penta Soft (3M EPSE) als ungeeignet heraus, da es nicht möglich war, einen blasenfreien Abdruck der Kunststoffstümpfe zu erhalten. Zusätzlich konnte die Impregumabformung nur mit Gips, nicht jedoch mit Kunststoff ausgegossen werden. Die Duplikation des Originalkunststoffmodells mit Silikon hingegen ermöglichte die Herstellung von insgesamt 20 formstabilen, mehrmals verwendbaren Silikonformen. Die so entstandenen Hohlformen wurden zuerst mit Gips für die Herstellung der Scanmodelle und anschließend, nach sorgfältiger Säuberung, mit Kunststoff zur Herstellung der Zementiermodelle ausgegossen.

Da minimale Abweichungen der einzelnen Gips- bzw. Kunststoffmodelle zu erwarten waren, wurden alle Modelle durchgehend nummeriert. So konnten spätere Verwechslungen beim Aufpassen bzw. Zementieren der Brücken vermieden werden. Um die Detailtreue und nötige Abrasionsstabilität beim Aufpassen der Zirkonoxidbrücken auf den Probenstümpfen gewährleisten zu können, wurden die Silikonformen mit Superhartgips ausgegossen.

Für den Scanvorgang mussten die Präparationsflächen mit einem Scanspray behaftet werden, da nur bei matten Oberflächen Reflexionen vermieden und so ohne Störungen vom Computer erkannt werden können.

Nach dem Einscannen der Gipsmodelle wurden die Brücken mit Hilfe des CAD Verfahrens konstruiert. Es stellte sich jedoch heraus, dass es aufgrund der fehlenden Orientierung zum Antagonisten bzw. ohne Korrelation der Bisslage nahezu unmöglich war vollkommen identische Brücken herzustellen. Fehlerquellen konnten zusätzlich bei der Scannerjustierung liegen, durch magnetische Störfelder bei der Bildverarbeitung und durch Bildrauschen hervorgerufen werden oder in der Software selbst liegen [47, 68].

Aus diesem Grund wurde ein Urmodell hergestellt, welches nach manuellen Änderungen der Computervorgabe den realen Bedingungen einer Brückenversorgung im Oberkieferseitenzahnbereich in Bezug auf Form und Gestaltung sowie der Schichtstärke entsprach. Dieses Modell diente als Vorlage für alle weiteren Brücken und konnte bei einem erweiterten Zementspalt von 0,5 mm auf alle 80 Gipsmodelle, die sich minimal voneinander unterschieden, aufgepasst werden. Der Computer erhielt nach vorangegangenem Scan des jeweiligen Gipsmodells mit dem sog. Pre-Op Scan die notwendigen Informationen über Höhe, Form und Dimension der Brücke.

Das vorher eingescannte Gipsmodell durfte in keinem Fall in seiner Position verändert werden, sodass es dem Computer möglich war, die Präparationsgrenze der vorher eingescannten Stümpfe direkt mit den Daten der eingescannten Brücke übereinander zu legen. Dieser Vorgang ließ eine gute Vergleichbarkeit der Proben untereinander zu und gestaltete die Ausgangsbedingungen aller Proben für die sich anschließenden Versuche annähernd gleich.

Nach Platzierung von jeweils fünf Brücken in einem Rohling wurden die Daten an die Fräsmaschine übermittelt. Die jeweilige Volumenabnahme musste zusammen mit der Chargennummer manuell eingegeben werden. Nach Berechnung der Fräsbahnen konnten die Brücken ohne weitere Zwischenfälle über Nacht gefräst werden.

Ein notwendiger Austausch der Fräsen nach einer bestimmten Anzahl von Schleifvorgängen wurde auf dem Bildschirm angezeigt und sollte vom Benutzer ohne Verzug durchgeführt werden, da sonst die Gefahr eines Werkzeugbruchs bestand. Sollte eines der Schleifwerkzeuge während des Schleifprozesses unerwartet ausfallen, konnte die Maschine selbst auf die unversehrten Schwesterwerkzeuge zugreifen.

Das Heraustrennen der Brücken aus dem Rohling geschah ohne Schädigungen an dem sensiblen, kreideartigen Material. Bereits durch das Verarbeiten der

Schleifzapfen im vorgesinterten Zustand ist eine grundsätzliche strukturelle Schädigung denkbar. Aufgrund gleicher Vorgehensweise bei allen Brücken kann das Risiko von möglichen Schädigungen jedoch für alle Proben als annähernd gleich angesehen werden.

Alle Proben wurden in eine Färbelösung der Farbe A3 getaucht, für zwei Minuten dort belassen, vorsichtig abgedampft und im Ofen bei vorgegebener Temperatur und Zeit getrocknet. Um diese fehleranfälligen Schritte zu vermeiden, werden von Amann Girrbach mittlerweile Blanks angeboten, die werksseitig eingefärbt sind. Rohlinge mit Farbgradienten und daraus resultierenden Farbverläufen sind derzeit mit dem Handelsnamen KatanaTM Zirconia ML (Kurarey Europe GmbH, Hattersheim am Main) auf dem Markt zu finden.

Anschließend wurden die Brücken nach Herstellerangaben bei einer Endtemperatur von 1450°C im Hochtemperaturofen von Amann Girrbach dichtgesintert. Die Angaben stimmten mit Werten von Stawarczyk et al. überein, deren Ergebnisse zeigten, dass Zirkonoxidkeramik bei Sintertemperaturen zwischen 1400°C bis 1550°C die höchste Bruchfestigkeit erreichten [55, 69].

Bei allen Brücken, abgesehen vom Urmodell konnte eine sehr gute Passung mit einem Zementspalt von 0,1 mm erreicht werden. Eine Friktionspassung ist im Falle einer Keramikrestauration aufgrund der Gefahr von Spannungen und daraus resultierenden Mikrosprüngen nicht wünschenswert. Unter Umständen können diese Risse nach Eingliederung zu einer unmittelbaren oder zeitlich verzögerten Fraktur der Restauration primär im zervikalen Bereich führen [70].

In vorliegender Studie wurde die Passung der Kronen auf Basis klinischer Kriterien mit Hilfe eines Mikroskops bewertet ohne dabei jedoch die marginale Randpassung und den Zementspalt exakt zu messen.

In der Praxis zeigte sich, dass die Randpassung von festem Zahnersatz zu dessen Haltbarkeit beiträgt. Ein Randspalt von unter 120 µm hat sich als klinisch akzeptabel eingestuft herausgestellt [71-73]. Allerdings fordern andere Autoren einen Randspalt von 50-75 µm als klinische Beschränkung [74]. Folgen eines vergrößerten Randspaltes werden mit erhöhter Plaqueakkumulation beschrieben und der damit verbundenen Bildung von Sekundärkaries [75, 76]. Neuere Studien von Beuer et al. zeigten, dass bei Einzelkronen und 14-gliedrigem festem Zahnersatz aus Yttrium stabilisiertem Zirkonoxid nach CAD/CAM Herstellung klinisch akzeptable Randpassungen erreicht werden können [68].

Alle Brücken wurden nach dem manuellen Aufpassen mit dem vom Hersteller empfohlenen Politurset poliert. Es wurde darauf geachtet, dass weder eine Überwärmung der Keramik noch ein abruptes Abkühlen zu möglichen Schädigungen führen konnte.

Die Hälfte der Brücken jeder Gruppe wurde zusätzlich glasiert. Auch hier kam das vom Hersteller empfohlene Mal- und Glasierset zum Einsatz. Bei diesem Vorgang wurde darauf geachtet, möglichst ähnliche Schichtstärken an Glasurmasse aufzutragen, sodass die Proben untereinander vergleichbar waren. Von großer Bedeutung war das vor allem bei den Plättchen, die zur Transluzenzmessung verwendet wurden.

Damit alle Proben der gleichen Temperatur ausgesetzt waren, wurde die Wabe während des Glanzbrandes mittig im Ofen platziert. Vor Entnahme der Brücken wurden diese ein bis zwei Minuten bei geöffnetem Ofen belassen, um eine Schockabkühlung zu vermeiden.

Eine große Herausforderung stellt aufgrund der chemischen Reaktionsträgheit die Verbindung von Zirkonoxidkeramik und Befestigungsmaterial dar [77]. Die Eingliederung von Zahnersatz aus Zirkonoxidkeramik kann nach Herstellerangaben sowohl konventionell mit einem Zinkoxid-Phosphat- oder Glasionomermazement als auch adhäsiv mit dualhärtenden Befestigungskompositen erfolgen [14, 58, 70]. Aus einigen Studien geht jedoch hervor, dass eine adhäsive Befestigung die Bruchfestigkeit und damit die Langzeitstabilität von keramischen Restaurationen verbessert [78, 79].

Es gibt verschiedene Empfehlungen für eine mechanische und chemische Oberflächenvorbehandlung zur Verbesserung der Haftkraft des Kompositbefestigungsmaterials zum Zirkonoxid [80]. Beispielsweise führt eine Silikatisierung mit Hilfe von 30-110 µm körnigem Aluminiumoxidpulver (Al_2O_3) bei einem Druck von 1-2 bar zu einer signifikanten Oberflächenvergrößerung und einer Erhöhung der Oberflächenenergie [24, 80-82]. Die auf der Oberfläche verbleibenden SiO_2 Partikel tragen zu einem chemischen Verbund von Zirkonoxid und dem 3 MPTS (3-Methacryl-Oxypropyl-Trimethoxysilan) Haftvermittler bei [23, 81, 83, 84]. Aus einer kürzlich veröffentlichten Studie ging hervor, dass eine mechanische Vorbehandlung mittels tribochemischem Silikatisierens (CoJet, 3M ESPE) in Kombination mit einer chemischen Vorbehandlung mittels keramischen Primers (Clearfill Ceramic Primer,

Kurarey Noritake, Tokyo, Japan; Monobond Plus, Ivoclar Vivadent) den höchsten Verbund zur Zirkonoxidkeramik herstellt [85].

In vorliegender Studie wurden vor der definitiven Zementierung der Brücken sowohl die Innenflächen der Keramik als auch die Probenstümpfe aus Kunststoff sandgestrahlt, anschließend im Ultraschallbad gereinigt und mit Alkohol entfettet. Die Innenseite der Restauration und die Oberfläche der Stümpfe wurden mit Monobond Plus (Ivoclar Vivadent) beschichtet. Die Einwirkzeit betrug 60 Sekunden.

Alle Brücken wurden mit dem dualhärtenden Komposit Multilink Automix (Ivoclar Vivadent) in transparenter Farbe befestigt. Es war keine zusätzliche Konditionierung des Zahnes, bzw. des Kunststoffes durch ein mehrschrittiges Adhäsivsystem notwendig. Die Befestigung mit Multilink Automix ist aufgrund geringer Feuchtigkeitsanfälligkeit weniger fehlerbehaftet als andere adhäsive Befestigungsmaterialien [24]. Gute Haftwerte, eine höhere Transluzenz und folglich bessere ästhetische Ergebnisse von Kompositzementen gegenüber den konventionellen Glasionomerezementen (Ketac Cem, 3M ESPE) stellen einen weiteren Vorteil dar [70]. In vorangegangenen Studien wurde festgestellt, dass das Befestigungssystem nicht nur Einfluss auf den Widerstand einer Restauration gegen Abzugskräfte, sondern auch durch eine Steigerung der Stumpfhärte eine erhöhte Rissbeständigkeit zur Folge hat [78, 86, 87].

Nach kurzer Lichthärtung für zwei bis drei Sekunden wurden Kunststoffüberstände mit Hilfe eines Scalers entfernt um die Brücken dann unter UV Härtung in einem speziellen Lichtofen für weitere drei Minuten durchzuhärten.

Anschließend erfolgte eine Belastung der Brücken im Kausimulator mit einer Kraft von 50 N bei 1,2 Millionen Lastwechseln. Dieser Vorgang imitierte eine Tragedauer des Zahnersatzes im Mund von ca. fünf Jahren.

Im nächsten Schritt wurden alle Proben mit Hilfe der Universalprüfmaschine bei einer konstanten Vorschubgeschwindigkeit des Prüfstempels von 0,5 mm/min bis zu ihrem vollständigen Versagen belastet.

Zusätzlich wurde die Transluzenz beider Materialien miteinander verglichen. Da die vollanatomischen Brücken aufgrund ihrer Geometrie nicht in der Messmaschine platziert werden konnten, wurden insgesamt 20 Plättchen aus den beiden Materialien Ceramill ZI und Ceramill ZOLID zum Vergleich ausgeschliffen. Der Herstellungsprozess war mit dem der Brücken identisch.

6.2.1 Kausimulation

Keramische Restaurationen sind im feuchten Milieu der Mundhöhle korrosiven Bedingungen ausgesetzt, die aufgrund von unterkritischem Risswachstum zwangsläufig zu einem Ermüdungsprozess führen. Aus diesem Grund sollten bruchmechanische Untersuchungen nicht nur die Anfangsfestigkeit sondern vielmehr die Dauerfestigkeit bei Langzeitbelastung mit Hilfe geeigneter Kausimulation analysieren [14]. Bei Untersuchungen an glas- und feldspatkeramischen Proben konnte nach Dauerbelastung ein Abfall der Biegefestigkeit von ca. 50% des Ausgangswertes festgestellt werden [88, 89].

In dem in dieser Studie verwendeten Kausimulator war es möglich, in einem Durchgang acht Proben in unterschiedlichen Prüfkammern gleichzeitig und zu gleichen Bedingungen zu belasten. Neben einer ständigen Wasserzufuhr gab es zusätzlich die Möglichkeit von Temperaturwechseln. Allerdings war es nicht möglich die Kräfte zu kontrollieren, die beim initialen Kontakt zwischen Antagonist und Probe auftraten. Da dieser erste Kontakt nicht gemessen werden konnte, bestand die Gefahr, dass die Proben initial eine pathologische Überbelastung erfuhren [90, 91].

Die Proben wurden mit 1,2 Millionen Zyklen bei einer kontinuierlichen Frequenz von 1,2 Hz belastet. Diese Vorgehensweise entspricht einem Belastungszeitraum von ca. fünf Jahren in vivo [92]. Mit einer vertikalen Krafteinwirkung von 50 N, die einer Belastung im Seitenzahnbereich nahe kommt und einer ständigen Wasserspülung, sollten die Bedingungen im Mund annäherungsweise nachempfunden werden [93, 94].

Um das physiologische Milieu noch realitätsnäher zu gestalten, kann überlegt werden, den pH Wert während des Versuchs zu ändern, da dieser Verschleißerscheinungen relevant zu beeinflussen scheint [95]. Zusätzlich könnten dem Wasser Elektrolyte bzw. speichelähnliche Substanzen beigemischt werden [96]. Darüber hinaus könnten unterschiedliche Temperaturen im Mund eine weichmachende Wirkung entfalten. Aus diesem Grund sind häufig Thermolastwechsel in Studien integriert worden [97].

Nach aktuellen Studien von verschiedenen Wissenschaftlern haben die Langzeitlagerung in Wasser oder Wärmeunterschiede keine Auswirkung auf den Haftverbund von Zirkon zum Zahn [98, 99].

Die Belastung wurde gleichmäßig okklusal auf eine Stelle gerichtet, sodass seitlich gerichtete Kräfte nicht berücksichtigt wurden. Da Kauaktionen jedoch nicht

ausschließlich vertikal auf den Zahn ausgerichtet sind, sondern ihn allseitig belasten und beim Zerkleinern von Nahrung zusätzlich Scherkräfte auftreten, würden zusätzliche laterale Belastungen der realen Belastung einer Restauration besser entsprechen [100].

6.2.2 Bruchlastversuch

Nach Durchführung der Kausimulation wurden sowohl die gealterten Proben als auch Proben, die keine Alterung erfahren hatten, in die Universalprüfmaschine eingespannt. Der Prüfstempel wurde nach vorsichtiger Lockerung manuell so auf die zentrale Fossa der Okklusalfäche gerichtet, dass er reproduzierbar okklusal mittig auf das Brückenzwischenglied traf.

In der Realität werden Zähne jedoch nur selten aus nur einem Winkel belastet, sodass ein Lösungsansatz der Einsatz von keilförmigen Prüfstempeln wäre. Diese könnten sich noch besser der Form der Okklusalfäche anpassen. Zusätzlich könnte die Belastung der Probe aus einem 15°, 30° oder 45° Winkel erfolgen [87, 101].

Ein weiterer Unterschied zur realen Situation im Mund des Patienten war die starre Sockelung der Proben während der Versuchsdurchführung. Der natürliche Zahn wird hingegen von Blutgefäßen versorgt und ist mit kollagenen Fasern (Sharpey'sche Fasern) im Kieferknochen verankert. Dabei weist die Zahnalveole eine mittlere Breite des physiologischen Parodontalspaltes von 0,3 mm in mesialer und distaler Richtung auf [102]. Die natürliche Mobilität eines Zahnes, abhängig von der Zahngruppe, beträgt etwa 50 bis 100 µm bei einer Belastung von 2-5 N [103].

Um reale Bedingungen besser zu simulieren bzw. Ergebnisse von Studien bzgl. der Stressverteilung prothetischer Versorgungen noch adäquater mit der natürlichen Situation zu vergleichen, könnte man ein Zahnbeweglichkeitsmodell, wie das der Ludwig-Maximilians-Universität (LMU) München, verwenden [103, 104].

Um die einwirkende Kraft auf eine möglichst große Fläche zu verteilen und singuläre Spannungsspitzen zu vermeiden, wurde eine Zinnfolie zwischen Brücke und Prüfstempel platziert. Dadurch wurde bei der Versuchsdurchführung ein hoher systematischer Fehler vermieden und die Streubreite der Ergebnisse so gering wie möglich gehalten. Scherkräfte durch minimal abweichende Positionierung des Stempels konnten dennoch einen negativen Einfluss auf die Bruchfestigkeit haben.

Physiologische Kräfte während des Kauvorgangs variieren zwischen 10 N und 120 N [105-107]. Maximal auftretende Kräfte können im Frontzahnbereich zwischen 190 N

bis 290 N liegen und betragen im Seitenzahnbereich 200 N bis ca. 360 N [108, 109]. Wobei geschlechterspezifische Unterschiede bei Kaubelastungen mit Hilfe von speziellen Messgeräten nachgewiesen werden konnten [110].

Im Mund wird allerdings nur selten die komplette Kraft auf einen einzelnen Kontakt übertragen sondern meist von mehreren Zähnen aufgefangen und verteilt [110-113]. Klinische Situationen wie Bruxismus oder das zufällige Beißen auf einen harten Gegenstand lassen jedoch in seltenen Fällen äußerst hohe Kräfte auftreten. Mit dem Bruchlastversuch sollte diese Extremsituation nachempfunden werden.

Die Absenkgeschwindigkeit des Prüfstempels betrug während des Versuchs 0,5 mm/min. Die durchschnittliche Kraft, die notwendig war, um die Proben bis zu ihrem Versagen zu belasten, unterschritt 700 N in keiner der vier Versuchsgruppen, abgesehen von den Brücken, die schon vor dem Bruchlastversuch einen Riss aufwiesen. Hier stellte sich eine Kraft von 159,48 N als kleinste notwendige Kraft heraus, um eine der Brücken zu zerbrechen. Obwohl diese Brücken den Belastungen im Kausimulator standgehalten hatten, ließen die niedrigen Bruchlastwerte auf eine dringend notwendige Ausmusterung solcher Restaurationen in klinischen Situationen schließen.

Das erste hörbare Knackgeräusch stimmte nicht immer exakt mit dem Auftreten des ersten sichtbaren Sprungs, der als Kriterium für das Versagen der Proben festgelegt wurde, überein. Die Belastungskurven auf dem Monitor zeigten teilweise schon vor dem definitiven Versagen eine Unterbrechung des kontinuierlichen Bruchlastanstiegs, was man als Absacken der Werte des Befestigungszements interpretieren kann.

6.2.3 Transluzenzmessung

Kelly et al. beschrieben die Transluzenz einer keramischen Restauration neben deren Farbanpassung und der Oberflächengestaltung als wichtigste Kenngröße der Ästhetik [114, 115]. Von einem transluzenten Material spricht man, wenn ein Lichtstrahl durchgelassen, teils gestreut oder reflektiert wird [116]. Je mehr Licht das Material durchdringen kann, desto höher ist seine Transluzenz. Abweichungen der Lichtdurchlässigkeit können durch eine unterschiedliche Keramikstruktur, variierende Fräsvorgänge oder Verarbeitungsmethoden und durch unterschiedliche chemische Zusammensetzungen erklärt werden. Unterschiede in der Transluzenz von

Materialen können auch auf die verschiedenen seltenen Erden und ihre unterschiedliche Menge in der Keramik zurückgeführt werden [117].

Messgeräte wie das Spektrometer oder das Kolorimeter werden in der Industrie und der Forschung für die Messung von Farben verschiedenster Materialien und Flüssigkeiten eingesetzt. Es muss in Betracht gezogen werden, dass die Verwendung von unterschiedlichen Geräten zu verschiedenen Ergebnissen führen kann. Auch können die Erfahrung des Betrachters und die Lichtverhältnisse, wie die Beurteilung bei Tageslicht oder im Licht einer Glühbirne bzw. die Methode der Beleuchtung während der Transluzenzmessung Einfluss auf die Farbwahrnehmung haben [118]. Bestimmende Faktoren während der Messung sind zudem die Oberflächenqualität des Materials oder die Hintergrundverhältnisse. Auch die Dicke des getesteten Materials beeinflusst entscheidend die Lichtdurchlässigkeit [119-121]. Eine weitere Einschränkung von Messinstrumenten besteht darin, dass sie flache Oberflächen gut vermessen können, nicht jedoch anatoform gestaltete Okklusalfächen von Restaurationen [122].

Für die Lichttransmissionsmessung von Werkstoffen wurden aus diesem Grund schon in vorangegangenen Untersuchungen flache Scheibchen standardisierter Dicke und gleicher Oberflächenqualität aus zahnfarbenen Materialien verwendet [25, 123]. Es muss jedoch angemerkt werden, dass der Versuchsaufbau mittels planer Scheiben nicht der klinischen Situation im Mund entspricht. Brückenversorgungen weisen komplexe geometrische Formen mit variierenden Schichtstärken auf und reflektieren folglich einfallendes Licht anders als plane Oberflächen.

6.2.4 Rissvermeidung

Keramik kann als spröder Werkstoff einer Rissausbreitung nur geringen Widerstand entgegensetzen. Vielen Keramiken geht zudem ein unterkritisches Risswachstum dem instabilen Bruch voraus. In der Keramik verlängert sich ein Riss zunächst langsam, um dann bei einer von der Belastung abhängigen Größe zum vollständigen Bruch zu führen [37]. Jeder Fehler während der Herstellung, jede Unregelmäßigkeit im Gefüge in Form von Poren oder Einschlüssen kann Ausgangspunkt eines Risses sein und so für das Versagen der keramischen Restauration verantwortlich gemacht werden [24, 37, 58, 124].

Der *Rebinder-Effekt* beschreibt die negative Beeinträchtigung der mechanischen Festigkeit durch oberflächenaktive Flüssigkeiten wie Speichel, der in Mikrorisse

eindringen kann, einen nach innen gerichteten Druck erzeugt und die Rissausbreitung vorantreibt [24]. Unter *Spannungskorrosion* versteht man die durch Feuchtigkeit induzierte Spaltung der Siliziumoxiddetraeder an der Rissspitze, welche das Voranschreiten des Risses unter Zugspannung begünstigen [24].

Um dem Risswachstum entgegenzuwirken, wird während des zahntechnischen Herstellungsprozesses durch Bildung von Mikrorissen in der Keramik ein Volumenzuwachs provoziert, welcher das Ausbreiten des Risses erschwert [125]. Um diesen Volumenzuwachs zu erreichen, werden Kristalle aus der tetragonalen in die monokline Phase umgewandelt.

Um einem Versagen der Brücke unter Dauerbelastung vorzubeugen, müssen vom Behandler Präparationsrichtlinien für vollkeramische Versorgung eingehalten werden. Es sollte darauf geachtet werden, dass alle Kanten abgerundet werden und die Mindestschichtstärke für Keramik eingehalten wird. Eine grazile Hohlkehlpräparation stellte sich im Gegensatz zu einer ausgeprägten Hohlkehle als substanzschonender und für die Festigkeit der Restauration vollkommen ausreichend dar [70]. Aufgrund von Spannungsprovokation sollte auf eine Friktionspassung verzichtet werden.

Als entscheidender Faktor zur Vermeidung eines Risses stellte sich das Abdampfen der Keramik nach dem Tauchvorgang heraus. Ohne Abdampfen kann es beim Trocknungsvorgang im Ofen zu Spannungen im Material mit anschließender Rissbildung kommen. Das Qualitätsmanagement im Labor sollte dahingehend optimiert werden, die Keramik frühzeitig mit Hilfe spezieller Lampen auf Risse zu untersuchen und beschädigte Restaurationen auszumustern.

6.2.5 Antagonistenverschleiß

Im Mund ist der Verschleiß natürlicher Zahnschubstanz ein fortschreitendes Phänomen, charakterisiert durch die Veränderung der ursprünglichen anatomischen Form des Zahnes, verursacht durch physiologischen Gebrauch oder durch pathologische Bedingungen [126]. Dabei spielt die Einwirkung von Säuren, der Gebrauch abrasiver Zahnpasten oder eine berufliche bedingte Aussetzung von Staub eine große Rolle [97, 127].

Die Härte von Zirkonoxid wird oft mit sehr hohem Abrasionsverhalten an den antagonistischen Zähnen gleichgesetzt. Je glatter jedoch die Oberflächenstruktur der Keramik ist, desto weniger Materialabrieb entsteht [30, 128, 129]. In einer

Untersuchung von Jung et al. konnte nachgewiesen werden, dass polierte und glasierte Zirkonoxidkeramikoberflächen eine geringere Antagonistenabrasion aufwiesen als klassische Verblendkeramiken [129]. Die Politur nach Korrekturen sollte daher immer mit diamantbesetzten Silikonpolieren und Diamantpolierpasten durchgeführt werden [129]. Es darf nicht vergessen werden, dass die Glasur durch Einschleifmaßnahmen oder nach unphysiologischer klinischer Belastung im Mund beschädigt wird [124].

Erste in vitro Studien konnten zusätzlich zeigen, dass ein Verschleiß am Antagonisten nicht ausschließlich von der Härte des Materials abhängig ist, sondern auf Porositäten in der keramischen Mikrostruktur durch eine fehlerhafte Herstellung oder mögliche Fehlkontakte zurückzuführen war [30, 126, 128]. Daher ist eine funktionell störungsfreie Gestaltung der Kaufläche durch Biss- und Bewegungsregistrierung sowie das Artikulieren mit Gesichtsbogen und das Polieren der Zirkonoxidoberfläche im Labor, als auch nach jeder Einschleifmaßnahme im Mund durch den Behandler unverzichtbar [30, 130].

6.3 Diskussion der Ergebnisse

6.3.1 Einfluss der Alterung auf die Bruchfestigkeit

Keine der Restaurationen in vorliegender Studie wies nach der Belastung im Kausimulator Abplatzungen oder Frakturen auf. Das fehlende Auftreten von Chipping lässt auf die Überlegenheit des Materials gegenüber keramisch verblendeten Restaurationen schließen [131].

Der Verbund von Keramik zu den Kunststoffstümpfen hielt den Belastungen während des Alterungsprozesses stand. In anderen Studien dienten natürliche, kariesfreie Molaren nach entsprechender Präparation oder CAD/CAM gefräste PMMA Modelle als Widerlager für keramische Kronen [11, 132]. Metallstümpfe können unter Umständen die Werte positiv verfälschen, da härtere Stumpfaufbauten, größere Bruchfestigkeitswerte aufweisen [87].

Beim Vergleich der statistischen Auswertung innerhalb der einzelnen Gruppen wurde für Proben, die keiner Alterung bzw. solcher, die einer Alterung unterzogen worden waren, kein signifikanter Unterschied im Bruchverhalten festgestellt. Auffällig war, dass selbst nach einer fiktiven Belastung von ca. fünf Jahren durchschnittliche Werte von 700 MPa nicht unterschritten wurden. Damit lagen die Werte deutlich über einer mittleren maximalen Kaubelastung von 400 - 500 N [131].

Hohe Anfangsfestigkeiten lassen prinzipiell aber noch keine Rückschlüsse auf das Langzeitverhalten einer Keramik zu und sind auch kein zuverlässiger Garant für entsprechend hohe Dauerfestigkeiten [14]. Proben mit initial höherer Festigkeit besitzen eine gleich hohe Wahrscheinlichkeit zu brechen wie Proben mit initial schlechteren Festigkeitswerten. Eine höhere Alterungsempfindlichkeit scheint unabhängig von der initialen Bruchfestigkeit zu sein. Das schnellere Versagen einer Probe kann auf Fehler in der Verarbeitung zurückgeführt werden.

Bisher wurden keine standardisierten Vorgehensweisen zur Kausimulation beschrieben, sodass bereits existierende Studien große Unterschiede bei den Ergebnissen bzgl. der Wahl des Antagonistenmaterials, der Zyklenzahl- bzw. der Zyklenfrequenz oder der Bewegungsabläufe der Antagonisten aufzeigen [97, 127].

Heintze et. al. führte an 10 verschiedenen Restaurationsmaterialien Verschleißmessungen mithilfe von 5 unterschiedlichen Methoden (IVOCLAR, ZURICH, MUNICH, OHSU, ACTA) durch. Er stellte dabei fest, dass keine der angewendeten Methoden vollkommen mit den Ergebnissen der anderen überein

stimmte [90]. Um die Verschleißbeständigkeit eines neuen Materials zu prüfen könnte überlegt werden, mindestens zwei dieser Methoden anzuwenden.

Auch Unterschiede hinsichtlich der Politur oder Glasur werden nur selten beschrieben [127].

6.3.2 Einfluss der Verbinderschichtstärke

In vorliegender Studie wurden die Brücken bedingt durch den Versuchsaufbau auf Kunststoffstümpfen ohne jeglichen Bewegungsfreiraum starr zementiert. In vivo muss in Betracht gezogen werden, dass der natürliche Zahn beweglich im Alveolarknochen befestigt ist. Je höher die Beweglichkeitsunterschiede zwischen den Pfeilerzähnen sind, desto größer ist die auftretende Belastung im Verbinderbereich des Brückenglieds und desto höher ist die Gefahr von Ermüdungsbrüchen mit einer damit einhergehenden Verringerung der Lebensdauer des Zahnersatzes [103].

Der Vergleich der statistischen Auswertung aller Gruppen, bei dem sowohl die gealterten als auch die nicht gealterten Proben berücksichtigt wurden, konnte keinen signifikanten Unterschied bzgl. der Bruchfestigkeit in Relation zur Verbinderschichtstärke bzw. dem Querschnitt des Verbinders nachweisen. Selbst bei der Gegenüberstellung der Gruppen des gleichen Materials, die einen unterschiedlichen Querschnitt aufwiesen, konnte kein signifikanter Unterschied festgestellt werden.

Onodera et al. untersuchte den Einfluss von verschiedenen Verbinderschichtstärken (9mm^2 , 7mm^2 und 5mm^2) auf die Bruchlast von Zirkonoxidkeramik und stellte fest, dass selbst Brücken mit 7mm^2 Verbinderquerschnitt klinisch akzeptable Werte aufwiesen. Bei den Versuchsgruppen mit Brücken die entweder einen Verbinderquerschnitt von 9mm^2 oder von 7mm^2 aufwiesen unterschritten die ermittelten Bruchlastwerte 880 N nicht [133].

Daraus lässt sich ableiten, dass die Größe des Verbinderquerschnitts, solange dieser in der vollanatomischen Konstruktion integriert ist, nicht zwingend als Schwachpunkt der Brückenkonstruktion zu betrachten war.

6.3.3 Einfluss des Materials auf die Bruchfestigkeit

Mit Hilfe der statistischen Auswertung konnte gezeigt werden, dass die Mittelwerte der Bruchfestigkeit beider Materialien (ceramill ZI und ZOLID) keinen signifikanten Unterschied zueinander aufwiesen. Unter dem Aspekt, dass das Material allein keinen entscheidenden Einfluss auf die Bruchfestigkeit der Brücken hat, erfüllen beide Materialien die klinischen Anforderungen. Ohne weitere klinische Studien zum Einsatz monolithischer Zirkonoxidkeramik fällt es schwer Richtlinien aufzustellen. Hierfür müssen Materialien anderer Hersteller untersucht und mit den Ergebnissen dieser Studie verglichen werden.

6.3.4 Transluzenzmessung

Neueste Studien von Stawarczyk et al. belegen, dass nicht nur die Dicke des Gerüsts oder der Kristallgehalt der Keramik, sondern auch variierende Sintertemperaturen die Transluzenz Yttrium stabilisierter Zirkonoxidkeramik beeinflussen. Je höher diese Temperaturen ausfielen, desto besser war die Lichtdurchlässigkeit und desto ansprechender die ästhetischen Ergebnisse [131]. Allerdings ging die Verbesserung der Lichtdurchlässigkeit mittels Steigerung der Sintertemperatur bei den untersuchten Materialien mit einer erhöhten Bruchanfälligkeit einher [55].

Ein hoher kristalliner Anteil an Zirkoniumdioxid und Aluminiumdioxid trägt zusätzlich zum großen Streueffekt und folglich einer erhöhten Opazität dieses Materials bei [116]. Eine Verringerung dieser Anteile bedeutet jedoch eine Reduktion der Festigkeit und kann zusätzlich die Politurbeständigkeit und das Alterungsverhalten negativ beeinflussen.

In vorliegender Studie wurden Plättchen aus der Gerüstkeramik Ceramill ZI und aus der monolithisch einzusetzenden Keramik Ceramill ZOLID hergestellt und die gemessenen Transluzenzwerte untereinander verglichen. Beide Keramiken weisen laut Herstellerangaben ähnliche Materialeigenschaften auf, besitzen jedoch unterschiedliche Transluzenzwerte [62].

Mögliche Defekte, die während des Verschleifens der Zapfen entstanden und sich so auf die Messwerte auswirken könnten, wurden entweder poliert oder waren bei allen Plättchen aufgrund der gleichen Vorgehensweise zu vernachlässigen. Zusätzlich war

zu berücksichtigen, dass alle CAM Restaurationen mechanischen Belastungen während des Fräsvorgangs ausgesetzt sind.

Auf folgender Abbildung (Abb.: 6-1) wird der Unterschied im Transluzenzverhalten der beiden Materialien sichtbar. Ceramill ZOLID - rechts im Bild - erschien aufgrund der besseren Lichtdurchlässigkeit deutlich heller im Vergleich zu ceramill ZI – links im Bild.

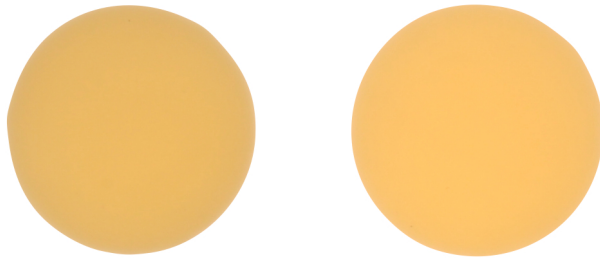


Abb.: 6-1 Transluzenz beider Materialien

Selbst wenn Transluzenzwerte von monolithisch verwendeter Zirkonoxidkeramik noch nicht mit den Werten von Feldspat- oder Glaskeramik konkurrieren können, kann eine höhere Opazität in gewissen klinischen Situationen auch als Vorteil angesehen werden.

Denn nicht nur die Lichtdurchlässigkeit der Keramik sondern auch die Farbe des zu versorgenden Zahnes beeinflusst die Erscheinung der Restauration, wobei Schmelz im Gegensatz zum Dentin eine untergeordnete Rolle spielt [134]. So können z.B. aufgrund endodontischer Vorbehandlung verfärbte Zähne mit einem weniger lichtdurchlässigen Material ästhetisch besser versorgt werden [135, 136].

Dies könnte einen Anhaltspunkt für weitere Forschungen darstellen. Es wäre interessant, herauszufinden, inwiefern die Beschaffenheit des Zahnstumpfes oder des Befestigungsmaterials Einfluss auf lichtoptische Eigenschaften der Keramik hat.

In dieser Studie ergab die statistische Auswertung der Lichtdurchlässigkeit der Zirkonoxidplättchen bei Proben des gleichen Materials keinen Unterschied - unabhängig von Politur und Glasur. Beim Vergleich der Proben aus dem Material ZI bzw. ZOLID wurde ein statistisch signifikanter Unterschied festgestellt. Proben des Materials ZOLID wiesen dabei eine deutlich höhere Lichtdurchlässigkeit auf.

Daraus lässt sich schließen, dass die Materialeigenschaften einen positiven Effekt auf die Transluzenz haben. Ceramill ZOLID stellt in ästhetisch anspruchsvolleren Bereichen das bessere Material dar.

6.4 Schlussfolgerung für die Praxis

Bei Betrachtung der Studie zur Eignung monolithischer Zirkonoxidkeramik für Brückenkonstruktionen im Seitenzahnbereich ergaben sich folgende Schlussfolgerungen:

Werden bei der Präparation bestimmte Anforderungen beachtet, können vollanatomische Restaurationen aus Zirkonoxid selbst bei beengten Platzverhältnissen mit einer deutlich reduzierten Mindestschichtstärke eingesetzt werden.

Restaurationen, die nach dem Herstellungsprozess Risse aufweisen, sollten ausgemustert werden und dürfen aufgrund drastisch reduzierter Bruchlastwerte nicht im Mund des Patienten eingesetzt werden.

Eine okklusale Mindestschichtstärke von 0,5 mm bis 0,7 mm und eine Schichtstärke von mind. 0,5 mm im Bereich der Präparationsgrenze ermöglicht eine weitgehend minimalinvasive, substanzschonende Präparation. Diese Tatsache bedeutet gerade bei jungen Patienten ein verringertes Risiko einer Pulpenirritation. Abgerundete Übergänge und die Vermeidung scharfer Kanten tragen zur Verbesserung der Langzeitstabilität dieser Brücken bei.

Eine zusätzliche Gerüsteinprobe auf Behandlerseite entfällt und trägt zur Zeitersparnis von der Präparation bis zum definitiven Eingliedern in der Praxis bei. Da aufwendige Brenn- und Schichtverfahren für die Verblendung wegfallen, kann während des zahntechnischen Ablaufes das Zeitmanagement optimiert und der Arbeits- und Materialeinsatz deutlich verringert werden.

Für alle vier Gruppen - Verbinderschichtstärke 7 mm² und 9 mm², Material ceramill ZI und ceramill ZOLID - wurden ausreichend hohe Festigkeitswerte ermittelt. Daraus lässt sich schließen, dass die monolithische Zirkonoxidkeramik ceramill ZOLID selbst mit einer Verbinderschichtstärke von 7 mm² bei Belastung klinisch akzeptable Werte aufweist und so keiner Einschränkung unterliegt.

Mit der Einführung von ceramill ZOLID ist es gelungen, über eine Verringerung des Aluminiumoxidanteils der an sich opaken Zirkonoxidkeramik Transluzenz zu verleihen und das Indikationsspektrum der prothetischen Versorgung um eine kostengünstige und dennoch hochwertige, ästhetische und ausreichend stabile Alternative zur verblendeten Metall- oder Vollkeramik zu erweitern [62].

7 Zusammenfassung

Verblendete Keramikbrücken mit Zirkonoxidgerüst stellen mittlerweile eine biokompatible, ästhetisch ansprechende und bewährte Alternative zu herkömmlichen Metallkeramikrestaurationen dar. Studien belegen die Zuverlässigkeit vollkeramischer Brücken, deren Festigkeit durch die Verwendung von Zirkonoxid als Gerüstmaterial so verbessert werden konnte, dass die Bruchlasten deutlich über der mittleren maximalen Kaubelastung von 500 N liegen [137, 138]. Probleme ergeben sich jedoch nach wie vor mit häufiger auftretenden Abplatzungen der keramischen Verblendung.

Ziel dieser Arbeit war es, die Eignung monolithisch verwendbarer Zirkonoxidkeramik als Brückenversorgung im Seitenzahngebiet im Gegensatz zur Gerüstkeramik zu untersuchen. Dabei galt es den Nachteil der keramischen Werkstoffe - die mangelnde Biegefestigkeit und relativ hohe Opazität - in die Konstruktionsüberlegungen mit einfließen zu lassen.

Der Versuchsaufbau und die wesentlichen Ergebnisse dieser Studie sind in Folgendem dargestellt:

In einem subtraktiven Fertigungsverfahren wurden 90 Brücken aus industriell hergestellten Zirkonoxidrohlingen gefräst. Davon wurden 40 Brücken aus dem Gerüstmaterial ceramill ZI und weitere 50 Brücken aus der monolithisch verwendbaren Keramik ceramill ZOLID hergestellt. Jeweils die Hälfte der Brücken einer Materialgruppe wiesen eine Verbinderschichtstärke von 7mm^2 , die anderen von 9mm^2 auf. Die Brücken mit 7mm^2 Verbinderquerschnitt wurden glasiert und poliert, diejenigen mit 9mm^2 wurden lediglich poliert. Zehn der Proben aus dem Material ceramill ZOLID wiesen nach dem Herstellungsprozess einen Riss auf und wurden in sich anschließenden Versuchsschritten separat behandelt.

Alle Brücken erfuhren - nach definitiver Zementierung - mit einer Kraft von 50 N eine künstliche Alterung im Kausimulator. Alle Proben hielten den Belastungen im Kausimulator stand. Der Klebeverbund zwischen Keramiken und Befestigungszement erwies sich nach Dauerbelastung unter Wasserlagerung als langzeitstabil.

Die Ergebnisse des Bruchlastversuchs zeigten jedoch große Unterschiede zwischen den Brücken, die einen Riss aufwiesen und den unversehrten Brücken, sodass diese Werte aus der statistischen Berechnung ausgeschlossen wurden.

Es konnte festgestellt werden, dass die übrigen monolithischen Zirkonoxidbrücken sowohl im Bezug auf die initiale Festigkeit als auch auf die Festigkeit nach Belastung im Kausimulator im Vergleich zu dem Gerüstmaterial ausreichend hoch war, sodass unter dem Aspekt der Belastbarkeit, vollanatomische Brücken konstruiert und klinisch eingesetzt werden können.

Beide Materialien ergaben hinsichtlich Alterung und Verbinderkonstruktion in Bezug auf die Bruchfestigkeit vergleichbare Ergebnisse. Selbst bei reduzierter Verbinderschichtstärke von 7 mm² erwiesen sich beide Konstruktionen für dreigliedrige Brückensituationen als ausreichend stabil.

Bei der Bewertung der Transluzenz schnitt das Material ZOLID signifikant besser ab. Werkstoffspezifische Veränderungen haben dabei zu einer deutlichen Verbesserung der Transluzenz geführt ohne die Festigkeit negativ zu beeinflussen.

Die Ergebnisse dieser Studie beziehen sich ausschließlich auf die hier untersuchten Werkstoffe ceramill ZI und ceramill ZOLID von Amann Girrbach. Unterschiede bei industriell hergestellten Zirkonoxidkeramiken bestehen meist in der Gefügequalität, dem Zusatz von Metalloxiden oder dem Sinterungsgrad und der Sintertemperatur [137]. Ergebnisse anderer Zirkonoxidkeramiken mit unterschiedlichen physikalischen Eigenschaften können daher abweichend ausfallen.

Die hier gewonnenen in-vitro Ergebnisse müssen in klinischen Untersuchungen noch bestätigt werden, um eine definitive Empfehlung abgeben zu können.

8 Literaturverzeichnis

1. Lang, R. and K.H. Friedl, *Kleben oder nicht kleben? Der richtige Umgang mit vollkeramischen Restaurationen*. ZMK, Juni 2013. **29**(6): p. 434.
2. Kunzelmann, K.H., et al., *Vollkeramik auf einen Blick*. 2006, Arbeitsgemeinschaft für Keramik in der Zahnheilkunde e.V.: Ettlingen. p. 88.
3. Chan, C. and H. Weber, *Plaque retention on teeth restored with full-ceramic crowns: a comparative study*. J Prosthet Dent, 1986. **56**(6): p. 666-71.
4. Anusavice, K.J., *Degradability of Dental Ceramics*. Advances in Dental Research, 1992. **6**(1): p. 82-89.
5. Erdelt, K., et al., *Die Biegefestigkeit von weißkörpergefrästem Zirkoniumdioxid*. Quintessenz Zahntechnik, 2004. **30**(9).
6. Müller, C., *Zirkonoxid monolithisch oder teilverblendet*. Quintessenz Zahntechnik, 2013. **39**(2): p. 140-149.
7. Schmitter, M., *Langzeitbewährung mehr- und langspanniger Zirkonoxidbrücken*. Quintessenz, 2013. **64**(3): p. 303-312.
8. Malament, K.A. and S.S. Socransky, *Survival of Dicor glass-ceramic dental restorations over 14 years: Part I. Survival of Dicor complete coverage restorations and effect of internal surface acid etching, tooth position, gender, and age*. J Prosthet Dent, 1999. **81**(1): p. 23-32.
9. Sailer, I., et al., *Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures*. Int J Prosthodont, 2007. **20**(4): p. 383-8.
10. Della Bona, A. and R. Kelly, *The Clinical Success of All-ceramic Restorations*. Journal of the American Dental Association, 2008. **139**(4): p. 8-13.
11. Seydler, B., et al., *In vitro fracture load of monolithic lithium disilicate ceramic molar crowns with different wall thicknesses*. Clin Oral Investig, 2014. **18**(4): p. 1165-71.
12. Munz, D. and T. Fett, *Mechanisches Verhalten keramischer Werkstoffe*. 1989, Berlin-Heidelberg: Springer Verlag.
13. Tietz, H.-D., *Technische Keramik.: Aufbau, Eigenschaften, Herstellung, Bearbeitung, Prüfung*. 1997: Springer.
14. Tinschert, J., et al., *Oxidkeramiken und CAD/CAM-Technologien*. 2007, Köln: Deutscher Zahnärzte Verlage.
15. *Deutsche Enzyklopädie*. 2014; <http://www.enzyklo.de/img/logo.png>].
16. Heinrich, J.G., *Physikalische und chemische Grundlagen der Keramik*, in *Teil I: Struktureller Aufbau keramischer Werkstoffe*, T. Clausthal, Editor. 2009. p. 290.
17. Marxkors, R., H. Meiners, and J. Geis-Gerstorfer, *Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde - Vom Defekt zur Restauration*. 6. Auflage ed. 2008, Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag.
18. Craig, R.G., J.M. Powers, and J.C. Wataha, *Zahnärztliche Werkstoffe - Eigenschaften und Verarbeitung*. 8. Auflage ed. 2006, München: Elsevier Urban&Fischer.
19. Strub, J.R., et al., *Curriculum Prothetik Band II*. 4. ed. 2011, Berlin: Quintessenz Verlags-GmbH.
20. Zwahr, A., *Band 2: GO-PAH*, in *Der Brockhaus*. 2004, FA Brockhaus: Leipzig, Mannheim.
21. Caesar, H. and S. Ernst, *Die Nichtmetalle*. 5. ed. Grundwissen für Zahnmediziner Band II. 2007, München: Verlag Neuer Merkur GmbH.

22. Roulet, J.F. and R. Janda, *Keramiksysteme der Zukunft*. Quintessenz Zahntechnik, 2004. **30**(9): p. 986-1006.
23. Conrad, H.J., W.-J. Seong, and I.J. Pesun, *Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 2007. **98**(5): p. 389-404.
24. Pospiech, P., J. Tinschert, and G. Natt, *Ein Kompendium für die keramikgerechte Anwendung vollkeramischer Systeme in der Zahnmedizin*, in *Keramik-Vollkeramik*. 2004, 3M ESPE AG: Seefeld, Germany. p. 76.
25. Antonson, S.A. and K.J. Anusavice, *Contrast Ratio of Veneering and Core Ceramics as a Function of Thickness*. The International Journal of Prosthodontics, 2001. **14**(4): p. 316-320.
26. Kappert, H.F. and K. Eichner, *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung*. 6. Auflage ed. 2008, Stuttgart: Thieme.
27. Rödiger, M., et al., *4-Jahres-Ergebnisse zur klinischen Bewährung von konventionell zementierten Zirkonoxidbrücken im Seitenzahnbereich* Quintessenz, 2010. **61**(10): p. 1213-1220.
28. Lopes, G.C., et al., *All-Ceramic Post, Core, and Crown Technique and Case Report*. Journal of Esthetic and Restorative Dentistry, 2001. **13**(5): p. 285-295.
29. Witkowski, S., *Hightech-Biokeramiken für die Zukunft*. Quintessenz Zahntechnik, 2006. **32**(1): p. 66-76.
30. Maier, J., *Die optische und funktionelle Integration monolithischer Restaurationen aus Zirkonoxid anhand eines Fallbeispiels*. Quintessenz Zahntechnik, 2013. **39**(4): p. 474-487.
31. Brinkmann, E. and P. Ehrl, *Implantologie - Keramische Implantate in der Zahnheilkunde*. 1991, Germany: Ibbenbürener Vereinsdruckerei GmbH.
32. Mellinghoff, J., *Zirkoniumdioxidimplantate - Erfahrungen aus der Praxis*. Implantologie, 2014. **22**(1): p. 51-60.
33. Ficnar, T. and H. Repges, *Können sich vollkeramische Restaurationen mit dem „Goldstandard“ messen lassen? ZMK Zahnheilkunde-Management-Kultur*, 2012. **16**(7/8): p. 406-415.
34. Jlg, V., *Zahnärztliche Keramik*. 3. ed. 1949, München: Carl Hanser Verlag.
35. Fischer, H. and R. Marx, *Mechanische Eigenschaften von Empress 2*. Acta Med. Dent. Helv., 1999. **4**(8): p. 141-145.
36. Grünwald, S., *Vollkeramik von A bis Z*. Bayerisches Zahnärzteblatt, 2011: p. 82.
37. Heinrich, J.G., *Physikalische und chemische Grundlagen der Keramik*, in *Teil II: Eigenschaften keramischer Werkstoffe*, T. Clausthal, Editor. 2005. p. 236.
38. Hutsky, A. and J. Illner, *CAD/CAM gefertigte monolithische Restaurationen aus Zirkon*. BZB, 2014(3/2014): p. 86.
39. Kappert, H.F. and H. Knode, *In-Ceram auf dem Prüfstand*. Quintessenz, 1990. **16**(42).
40. Sadoun, M., *Vollkeramik, Werkstoffkunde - Zahntechnik - klinische Erfahrung*. In-Ceram: 10 Jahre in der Erprobung - Systembeschreibung, Verfahrensablauf und klinische Erfahrung mit der infiltrationskeramik In-Ceram. 1996, Berlin: Quintessenz Verlags-GmbH.
41. Fischer, J., V. Krämer, and H.F. Kappert, *Qualitative Untersuchungen zur Oberflächen-Kristallisation dentaler Glaskeramik (Dicor)*. deutsche zahnärztliche Zeitschrift, 1989. **44**(891).
42. Mörmann, W.H., *Die Entstehung der Cerec-Methode-die ersten 5 Jahre, Ein persönlicher Rückblick*. International Journal of Computerized Dentistry, 2004: p. 24.

43. Reich, S., *CEREC-Verfahren Update*, in *Zahnmedizin up2date*. 2013, Georg Thieme Verlag KG Stuttgart - New York.
44. Mörmann, W., *CAD/CAM revolutioniert Zahnheilkunde*. CEREC Zeitung, 2006(4).
45. Alexander, D.C., *A conversation with Dianne Rekow, DDS, PhD*. Inside Dentistry, 2012. **8**(10).
46. Beuer, F. and D. Edelhoff, *Digitale Zahnmedizin*. BZB, Februar 2012.
47. Arnetzl, G.V. and M. Kern, *Dental wird digital*, in *wissen kompakt*. 2012, Springer Verlag und freier Verband deutscher Zahnärzte e.V. 2012. p. 15.
48. Edelhoff, D. and F. Beuer, *Digitale Zahnmedizin - ein Update*. BZB, 2014(3/2014): p. 86.
49. Girrbaach, A., *Digital Lab Equipment*. 2013/2014: Pforzheim. p. 78.
50. Arnetzl, G., *Glaskeramik revolutioniert? - VITA SUPRINITY im Gespräch*. ZMK Zahnheilkunde-Management-Kultur, 2014. **30**(3): p. 154.
51. Dahl, B.L. and G. Oilo, *In vivo wear ranking of some restorative materials*. Quintessence International, 1994. **25**(8): p. 561-565.
52. Anderson, D.J., *Measurement of Stress in Mastication. II*. Journal of Dental Research, 1956. **35**(5): p. 671-673.
53. Spiekermann, H., *Implantologie*. 1994: Georg Thieme Verlag.
54. Rinke, S., *Vollkeramik, Ein Praxiskonzept*. 2011, Berlin: Quintessenz Verlag.
55. Stawarczyk, B., et al., *The effect of zirconia sintering temperature on flexural strength, grain size, and contrast ratio*. Clin Oral Investig, 2013. **17**(1): p. 269-74.
56. Kosmac, T., et al., *The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic*. Dental Materials, 1999. **15**(6): p. 426-433.
57. Maier, H.R., *Leitfaden Technische Keramik*. 2. ed. Werkstoffkunde II. 1991, Aachen: Selbstverlag, Institut für keramische Komponenten im Maschinenbau.
58. Beuer, F., et al., *Load-bearing capacity of all-ceramic three-unit fixed partial dentures with different computer-aided design (CAD)/ computer-aided manufacturing (CAM) fabricated framework materials*. Eur J Oral Sci, 2008. **116**(4): p. 381-386.
59. Ambre, M., F. Aschan, and P. Steyer von, *Fracture Strength of Yttria-Stabilized Zirconium-Dioxide (Y-TZP) Fixed Dental Prostheses (FDPs) with Different Abutment Core Thicknesses and Connector Dimensions*. Journal of Prosthodontics, 2012. **22**(2013): p. 377-382.
60. Preis, V., et al., *In vitro failure and fracture resistance of veneered and full-contour zirconia restorations*. J Dent, 2012. **40**(11): p. 921-928.
61. Beuer, F., et al., *Three-year clinical prospective evaluation of zirconia-based posterior fixed dental prostheses (FDPs)*. Clin Oral Invest, 2009. **13**: p. 445-451.
62. Miller, K. and F. Noak, *Anwendungsspektrum eines CAD/CAM-Systems mit transluzentem und opakem ZrO₂*. Quintessenz Zahntechnik, 2013. **39**(2): p. 150-158.
63. Girrbaach, A., *ceramill zi*. 2012: Pforzheim. p. 88.
64. Girrbaach, A., *ceramill zolid*. 2012: Pforzheim. p. 22.
65. *Technical Specifications for the LAMBDA 25/35/45 UV/Vis/NIR*, M.U. Perkin Elmer, Editor. 2008-2012.
66. *Lambda25/35/45 UV/VIS Spektrometer*, M.U. Perkin Elmer, Editor. 2002-2011.
67. Kim, D.H. and S.H. Park, *Evaluation of resin composite translucency by two different methods*. Oper Dent, 2013. **38**(3): p. E1-15.

68. Sachs, C., et al., *Full-arch prostheses from translucent zirconia: Accuracy of fit*. Dent Mater, 2014.
69. Inokoshi, M., et al., *Influence of sintering conditions on low-temperature degradation of dental zirconia*, in *Dental Materials*. 2014, ELSEVIER. p. 669-878.
70. Jordan, A., A. Gruber, and A. Ebell, *Monolithische Versorgung aus industriell voreingefärbtem, transluzentem Zirkonoxid*. Quintessenz Zahntechnik, 2013. **39**(10): p. 1396-1401.
71. Belser, U.C., M.I. MacEntee, and W.A. Richter, *Fit of three porcelain-fused-to-metal marginal designs in vivo: a scanning electron microscope study*. J Prosthet Dent, 1985. **53**(1): p. 24-9.
72. Karlsson, S., *The fit of Procera titanium crowns. An in vitro and clinical study*. Acta Odontol Scand, 1993. **51**(3): p. 129-34.
73. McLean, J.W. and J.A. von Fraunhofer, *The estimation of cement film thickness by an in vivo technique*. Br Dent J, 1971. **131**(3): p. 107-11.
74. Hung, S.H., et al., *Marginal fit of porcelain-fused-to-metal and two types of ceramic crown*. J Prosthet Dent, 1990. **63**(1): p. 26-31.
75. Felton, D.A., et al., *Effect of in vivo crown margin discrepancies on periodontal health*. J Prosthet Dent, 1991. **65**(3): p. 357-64.
76. Walton, J.N., F.M. Gardner, and J.R. Agar, *A survey of crown and fixed partial denture failures: length of service and reasons for replacement*. J Prosthet Dent, 1986. **56**(4): p. 416-21.
77. Thompson, J.Y., et al., *Adhesion/cementation to zirconia and other non-silicate ceramics: where are we now?* Dent Mater, 2011. **27**(1): p. 71-82.
78. Attia, A., et al., *Fracture load of composite resin and feldspathic all-ceramic CAD/CAM crowns*. J Prosthet Dent, 2006. **95**(2): p. 117-23.
79. Bindl, A. and W. Mörmann, *Survival rate of mono-ceramic and ceramic-core CAD/CAM-generated anterior crowns over 2-5 years*. European Journal of Oral Sciences, 2004. **112**(2): p. 197-204.
80. Inokoshi, M., et al., *Bonding effectiveness to different chemically pre-treated dental zirconia*. Clinical Oral Investigations, 2013: p. 1-10.
81. Kern, M. and P. Van Thompson, *Sandblasting and silica coating of a glass-infiltrated alumina ceramic: Volume loss, morphology, and changes in the surface composition*. Journal of Prosthetic Dentistry, 1994. **71**(5): p. 453-461.
82. Magne, P., M.P. Paranhos, and L.H. Burnett, Jr., *New zirconia primer improves bond strength of resin-based cements*. Dent Mater, 2010. **26**(4): p. 345-52.
83. Kern, M., A. Barloi, and B. Yang, *Surface conditioning influences zirconia ceramic bonding*. J Dent Res, 2009. **88**(9): p. 817-22.
84. Atsu, S.S., et al., *Effect of zirconium-oxide ceramic surface treatments on the bond strength to adhesive resin*. J Prosthet Dent, 2006. **95**(6): p. 430-6.
85. Inokoshi, M., et al., *Durable bonding to mechanically and/or chemically pre-treated dental zirconia*. J Dent, 2013. **41**(2): p. 170-9.
86. Borges, G.A., et al., *Fracture loads of all-ceramic crowns under wet and dry fatigue conditions*. J Prosthodont, 2009. **18**(8): p. 649-55.
87. Schmitter, M., D. Mueller, and S. Rues, *Chipping behaviour of all-ceramic crowns with zirconia framework and CAD/CAM manufactured veneer*. J Dent, 2012. **40**(2): p. 154-62.
88. Schwickerath, H., *Dauerfestigkeit von Keramik*. deutsche zahnärztliche Zeitschrift, 1986. **41**: p. 264-266.

89. Schwickerath, H., *Neue Keramiksysteme unter Dauerbelastung*. Quintessenz Zahntechnik, 1994. **20**(12): p. 1495-1499.
90. Heintze, S.D., G. Zappini, and V. Rousson, *Wear of ten dental restorative materials in five wear simulators--results of a round robin test*. Dent Mater, 2005. **21**(4): p. 304-17.
91. Steiner, M., et al., *In vitro evaluation of a mechanical testing chewing simulator*. Dent Mater, 2009. **25**(4): p. 494-9.
92. Sakaguchi, R.L., W.H. Douglas, and R. DeLong, *The wear of a posterior composite in an artificial mouth. a clinical correlation*. Dental Materials, 1986. **2**(6): p. 235-240.
93. Gibbs, C., H., P. Mahan, E., and H. Lundeen, C., *Occlusal forces during chewing and swallowing as measured by sound transmission*. The Journal Prosthetic Dentistry, 1981. **46**(4): p. 443-449.
94. Barghi, N. and J. Goldberg, *Porcelain shade stability after repeated firing*. Journal of Prosthetic Dentistry. **37**(2): p. 173-175.
95. Kaidonis, J.A., et al., *Wear of Human Enamel: A Quantitative in vitro Assessment*. Journal of Dental Research, 1998. **77**(12): p. 1983-1990.
96. de Gee, A.J., et al., *Influence of enzymes and plaque acids on in vitro wear of dental composites*. Biomaterials, 1996. **17**(13): p. 1327-32.
97. Heintze, S.D., et al., *Influence of the antagonist material on the wear of different composites using two different wear simulation methods*. Dent Mater, 2006. **22**(2): p. 166-75.
98. Tanaka, R., et al., *Cooperation of phosphate monomer and silica modification on zirconia*. J Dent Res, 2008. **87**(7): p. 666-70.
99. Kumbuloglu, O., et al., *Bonding of resin composite luting cements to zirconium oxide by two air-particle abrasion methods*. Oper Dent, 2006. **31**(2): p. 248-55.
100. Coelho, P.G., et al., *Laboratory simulation of Y-TZP all-ceramic crown clinical failures*. J Dent Res, 2009. **88**(4): p. 382-6.
101. Beuer, F., et al., *High-strength CAD/CAM-fabricated veneering material sintered to zirconia copings--a new fabrication mode for all-ceramic restorations*. Dent Mater, 2009. **25**(1): p. 121-8.
102. Mühlemann, H.R., *Zur physiologischen und pathologischen Zahnbeweglichkeit*. Schweizerische Monatszeitschrift für Zahnheilkunde, ed. S.O. Gesellschaft and SSO. 1951: Schweizerische Zahnärzte-Gesellschaft.
103. Erdelt, K.J. and J. Schweiger, *Vorrichtung und verfahren zur simulation der mobilität eines zahns*. 2009, Google Patents.
104. Nothdurft, F.P., et al., *Influence of artificial aging on the load-bearing capability of straight or angulated zirconia abutmenst in implant/tooth-supported fixed partial dentures*. International Journal of Oral and Maxillofacial Implants, 2010. **25**(5): p. 991-8.
105. Kohyama, K., et al., *Effects of sample hardness on human chewing force: a model study using silicone rubber*. Arch Oral Biol, 2004. **49**(10): p. 805-16.
106. Bates, J.F., G.D. Stafford, and A. Harrison, *Masticatory function - a review of the literature. III. Masticatory performance and efficiency*. J Oral Rehabil, 1976. **3**(1): p. 57-67.
107. De Boever, J.A., et al., *Functional occlusal forces: an investigation by telemetry*. J Prosthet Dent, 1978. **40**(3): p. 326-33.
108. DeLong, R. and W.H. Douglas, *Development of an Artificial Oral Environment for the Testing of Dental Restoratives: Bi-axial Force and Movement Control*. Journal of Dental Research, 1983. **62**(1): p. 32-36.

109. Fontijn-Tekamp, F.A., et al., *Biting and Chewing in Overdentures, Full Dentures, and Natural Dentitions*. Journal of Dental Research, 2000. **79**(7): p. 1519-1524.
110. Varga, S., et al., *Maximum voluntary molar bite force in subjects with normal occlusion*. Eur J Orthod, 2011. **33**(4): p. 427-33.
111. Helkimo, E., G.E. Carlsson, and M. Helkimo, *Bite force and state of dentition*. Acta Odontol Scand, 1977. **35**(6): p. 297-303.
112. Sonnenburg, M., et al., *[The load carrying capacity of the teeth of the human jaw]*. Zahn Mund Kieferheilkd Zentralbl, 1978. **66**(2): p. 125-32.
113. Abu Alhaija, E.S., et al., *Maximum occlusal bite forces in Jordanian individuals with different dentofacial vertical skeletal patterns*. Eur J Orthod, 2010. **32**(1): p. 71-7.
114. Kelly, J.R., I. Nishimura, and S.D. Campbell, *Ceramics in Dentistry: Historical roots and current perspectives*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 1996. **75**(1): p. 18-32.
115. Mayekar, S.M., *Shades of a color. Illusion or reality?* Dent Clin North Am, 2001. **45**(1): p. 155-72, vii.
116. Baldissara, P., et al., *Translucency of zirconia copings made with different CAD/CAM systems*. The Journal Prosthetic Dentistry, 2010. **104**(1): p. 6-12.
117. Mollers, K., et al., *Influence of connector design and material composition and veneering on the stress distribution of all-ceramic fixed dental prostheses: a finite element study*. Dent Mater, 2011. **27**(8): p. e171-5.
118. Grajower, R., A. Revah, and S. Sorin, *Reflectance spectra of natural and acrylic resin teeth*. Journal of Prosthetic Dentistry, 1976. **36**(5): p. 570-579.
119. Güth, J.-F., et al., *Optical properties of manually and CAD/CAM-fabricated polymers*. Dental Materials Journal, 2013. **32**(6): p. 865-871.
120. Brodbelt, R.H.W., W.J. O'Brien, and P.L. Fan, *Translucency of Dental Porcelains*. Journal of Dental Research, 1980. **59**(1): p. 70-75.
121. Nakajima, M., et al., *Light transmission characteristics of dentine and resin composites with different thickness*. J Dent, 2012. **40 Suppl 2**: p. e77-82.
122. Bolt, R.A., J.J. ten Bosch, and J.C. Coops, *Influence of window size in small-window colour measurement, particularly of teeth*. Physics in Medicine and Biology, 1994. **39**: p. 1133-1142.
123. Ahn, J.S. and Y.K. Lee, *Difference in the translucency of all-ceramics by the illuminant*. Dent Mater, 2008. **24**(11): p. 1539-44.
124. Beuer, F., et al., *In vitro performance of full-contour zirconia single crowns*. Dental Materials, 2012. **28**(4): p. 449-456.
125. Grünwald, S., *Vollkeramik von A bis Z*. BZB, Mai 2011: p. 86.
126. Oh, W., R. DeLong, and A.K. J., *Factors affecting enamel and ceramic wear: A literature review*. The Journal Prosthetic Dentistry, 2002. **87**(4): p. 451-459.
127. Heintze, S.D., et al., *Wear of ceramic and antagonist--a systematic evaluation of influencing factors in vitro*. Dent Mater, 2008. **24**(4): p. 433-49.
128. Roland, B., *Mehrfarbige Zirkonoxid-Blanks als Basis für die vollanatomische und verblendete Restauration*. Quintessenz Zahntechnik, 2013. **39**(12): p. 1698-1707.
129. Rinke, S. and C. Fischer, *Indikationsbereiche für transluzente Zirkonoxidkeramikvarianten*. Quintessenz, 2012. **63**(7): p. 895-905.
130. Jobst, T., *Mit transluzentem Zirkonoxid zur ästhetischen Restauration*. Quintessenz Zahntechnik, 2013. **39**(2): p. 178-184.
131. Zhang, Y., et al., *Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics*. Dental Materials, 2013. **29**(12): p. 1201-1208.

132. Heintze, S.D., et al., *A new method to test the fracture probability of all-ceramic crowns with a dual-axis chewing simulator*. Dent Mater, 2011. **27**(2): p. e10-9.
133. Onodera, K., et al., *Effect of Connector Design on Fracture Resistance of Zirconia All-ceramic Fixed Partial Dentures*. Bull Tokyo Dental College, 2011. **52**(2): p. 61-67.
134. Joiner, A., *Tooth colour: a review of the literature*. Journal of Dentistry, 2004. **32**: p. 3-12.
135. Kumagai, N., et al., *The effect of translucency of Y-TZP based all-ceramic crowns fabricated with difference substructure designs*. J Dent, 2013. **41 Suppl 3**: p. e87-92.
136. Volpato, C.A., et al., *Optical influence of the type of illuminant, substrates and thickness of ceramic materials*. Dent Mater, 2009. **25**(1): p. 87-93.
137. Tinschert, J., et al., *Bruchfestigkeit zirkonoxidbasierter Seitenzahnbrücken*. Quintessenz, 2006. **57**(8): p. 867-876.
138. Sorrentino, R., et al., *Five-year prospective clinical study of posterior three-unit zirconia-based fixed dental prostheses*. Clincal Oral Investigations, 2012. **16**: p. 977-985.

9 Anhang

9.1 Abbildungsverzeichnis

Abb.: 2-1 Einteilung vollkeramischer Systeme	8
Abb.: 2-2 Phasentransformation von Zirkonoxid	23
Abb.: 4-1 Darstellung der Modellherstellung	27
Abb.: 4-2 Darstellung der Gruppen.....	28
Abb.: 4-3 Gipsmodell	30
Abb.: 4-4 Kunststoffmodell	31
Abb.: 4-5 Scannen des Gipsmodells	32
Abb.: 4-6 Pre-Op Scan	33
Abb.: 4-7 Eingescanntes Urmodell	33
Abb.: 4-8 Bestimmen der Präparationslinie	34
Abb.: 4-9 Brückenkonstruktion über Korrelation.....	34
Abb.: 4-10 Konstruierte Brücke	34
Abb.: 4-11 Nesting der Brücke	33
Abb.: 4-12 Weißling	33
Abb.: 4-13 Zirkonoxidbrücke mit Riss, Ansicht von labial.....	36
Abb.: 4-14 Zirkonoxidbrücke mit Riss, Ansicht von unten	36
Abb.: 4-15 ZI, poliert.....	37
Abb.: 4-16 ZOLID, poliert.....	37
Abb.: 4-17 ZI, poliert, glasiert	37
Abb.: 4-18 ZOLID, poliert, glasiert.....	37
Abb.: 4-19 Bruchfragment	41
Abb.: 4-20 Dickenvermessung der Labialfläche des Eckzahnes.....	45
Abb.: 4-21 Dickenvermessung des Plättchens.....	45
Abb.: 4-22 Schichtstärke 1 mm	43
Abb.: 4-23 Herstellung der Zirkonoxidplättchen	46
Abb.: 4-24 Platzierungim Rohling.....	46
Abb.: 4-25 Zirkonoxidplättchen als Weißling	46
Abb.: 4-26 Fertiges Zirkonoxidplättchen.....	46
Abb.: 5-1 Typische Bruchoberflächenmerkmale.....	59
Abb.: 5-2 Gruppe I, ZI; 7 mm ² poliert, glasiert, nicht gealtert	58
Abb.: 5-3 Gruppe II, ZOLID; 7 mm ² , poliert, glasiert, gealtert.....	58

Abb.: 5-4 Gruppe III, ZI, 9 mm ² , poliert, glasiert	59
Abb.: 5-5 Gruppe IV, Zi, 9 mm ² , poliert, glasiert, gealtert	61
Abb.: 5-6 Gruppe IV, 9 mm ² , poliert, glasiert, gealtert	61
Abb.: 5-7 graphische Darstellung der Transluzenzverteilung der Gruppen	62
Abb.: 6-1 Transluzenz beider Materialien	81

9.2 Tabellenverzeichnis

Tab.: 2-1 Hauptbestandteile der Keramik [17].....	6
Tab.: 3-1 Technische Daten	29
Tab.: 3-2 Chemische Zusammensetzung.....	29
Tab.: 4-1 Gruppenstatistiken	51
Tab.: 4-2 Test bei unabhängigen Stichproben	52
Tab.: 4-3 Gruppenstatistiken	52
Tab.: 4-4 Test bei unabhängigen Stichproben	53
Tab.: 4-5 Gruppenstatistiken	53
Tab.: 4-6 Test bei unabhängigen Stichproben	53
Tab.: 4-7 Gruppenstatistiken	54
Tab.: 4-8 Test bei unabhängigen Stichproben	54
Tab.: 4-9 Gruppenstatistiken	55
Tab.: 4-10 Test bei unabhängigen Stichproben	56
Tab.: 4-11 Gruppenstatistiken	56
Tab.: 4-12 Test bei unabhängigen Stichproben	57
Tab.: 4-13 Gruppenstatistiken	58
Tab.: 4-14 Test bei unabhängigen Stichproben	58
Tab.: 4-15 Mittelwerte der Transluzenzmessung	62
Tab.: 4-16 Gruppenstatistiken	63
Tab.: 4-17 Test bei unabhängigen Stichproben	63
Tab.: 4-18 Gruppenstatistiken	64
Tab.: 4-19 Test bei unabhängigen Stichproben	64
Tab.: 4-20 Gruppenstatistiken	65
Tab.: 4-21 Test bei unabhängigen Stichproben	65
Tab.: 4-22 Gruppenstatistiken	66
Tab.: 4-23 Test bei unabhängigen Stichproben	66

9.3 Abkürzungsverzeichnis

vgl.	vergleiche
bzw.	beziehungsweise
s.	siehe
ca.	circa
sog.	Sogenannte
d.h.	das heißt
Vol.	Volumen
mm	Millimeter
Nm	Nanometer
N	Newton
Mb	Milli-bar
MPa	Mega Pascal
V	Volt
Fa.	Firma
°C	Grad Celsius
REM	Rasterelektronenmikroskop
CEREC	ceramic reconstruction
CAD/CAM	computer aided design / computer aided manufacturing
CNC	Computer Numerical Control
CMD	cranio mandibuläre Dysfunktion
u.U.	unter Umständen
VMK	VITA Metallkeramik

9.4 Verwendete Materialien

Dubliersilikon	Komponente I&II, HELIOFORM, C. Hafner, Pforzheim
Kunststoff	Pala Xpress, Heraeus Kulzer GmbH, Hanau
Zement	Multilink Automix, Transparent, Ivoclar Vivadent GmbH, Ellwangen
Abformmaterial	Impregum Penta Soft, 3M ESPE AG, Seefeld
Optosil	Xanthopren, Heraeus Kulzer GmbH, Hanau
Silikon Knetmasse	ORBIS Handels GmbH, Münster
Gips	Rocky Mountain orange label, Klasse 4 Dental GmbH, Augsburg
Markierungspaste	Asami Tanaka Dental, Enterprises Europe GmbH, Friedrichsdorf
Bite X TM Kit	
Färbelösung	Polieret, Glasur und Malset, Amann Girrbach GmbH, Pforzheim
Keramik	ceramill ZI / ZOLID, Amann Girrbach GmbH, Pforzheim
Politurpaste	breident GmbH & Co. KG, Senden
Scanspray	Dr. Jean Bausch GmbH & Co. KG, Köln
Sandstrahlpulver	Rocatec Pre , 3M ESPE, Seefeld
Leittab	Firma Plano, Wetzlar
Schleifpapier	Struers GmbH, Willich
Ethanol	80% (V/V), Fischar GmbH & Co.KG, Saarbrücken
Orange Solvent	Fa. Hager und Werken, Duisburg
Monobond Plus	Ivoclar Vivadent GmbH, Ellwangen

9.5 Verwendete Software

CAD Construction Software	Amann Girrbach GmbH, Pforzheim
Test-x-pert II V 3.2	Zwick GmbH & Co. KG, 1445, Ulm
Statistikprogramm SPSS 22	Fa. SPSS Inc., USA-Chicago
UV WinLab	Perkin Elmer, Massachusetts, USA
Microsoft Excel	Microsoft Corporation, USA

9.6 Verwendete Geräte

Tasterzirkel	Modell 1124, Renfert GmbH, Hilzingen
Lupenbrille	Super Score, Sigma Dental Systems, EMASDI GmbH, Handewitt
Turbine	Kair pluss, KAVO GmbH, Biberach/Riß
Einmalpinzette	Amann Girschbach GmbH, Pforzheim
Dampfstrahler	WASI STEAM2, Wassermann Dental-Maschinen GmbH, Hamburg
Drucktopf	Palamet elite, Heraeus Kulzer GmbH, Hanau
Silikondosierer	Siladent, Dr. Böhme & Schöps GmbH, Goslar
Druckgerät für Silikon	Combilabor, CL-DE, Heraeus Kulzer GmbH, Hanau
Silikonrührmaschine	Multivac Compact, Degussa Dental GmbH, Hanau-Wolfgang
Scanner	Ceramill Map 400, Amann Girschbach GmbH, Pforzheim
Fräsmaschine	Ceramill motion 2/1, Amann Girschbach GmbH, Pforzheim
Hochtemperaturofen	Ceramill therm, Amann Girschbach GmbH, Pforzheim
Auswachssofen	EWL 5615, KaVo Dental GmbH, Biberach/Riß
Brennofen	VITA VACUMAT 40, Vita Zahnfabrik, H. Rauter GmbH, Bad Säckingen
Poliermaschine	Abramin, Struers GmbH, Willich
Ultraschallbad	Bandelin electronic, GmbH&Co. KG, SONOREX, Berlin
Sandstrahler	Sandmaster FG 3.92, Firma: Hasenfratz, Aßling
Lichtofen	Power 104, Ivoclar Vivadent GmbH, Ellwangen
UV Lampe	VISIO Alta, Firma 3M EPSE, Seefeld
Kausimulator	Chewing simulator CS-4, SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen-Westerham
Universalmaterial-Prüfmaschine	Zwick/Roell, Zwick GmbH & Co. KG, 1445, Ulm
Rasterelektronen-Mikroskop	Zeiss Supra 55 VP 2557, Fa. Carl Zeiss SMT GmbH, Oberkochen
Sputter Coater	Mini Sputter Coater, SC 7620, Polaron, Quorum

Spektrometer	Technologies LTD Ashford, Kent, UK Lambda 35 UV/VIS, Perkin Elmer, Massachusetts, USA
Kamera	Nikon AF S MICRO 105 mm, D90, NIKON GmbH, Düsseldorf

10 Danksagung

Herrn Prof. Dr. Dr. h. c. Wolfgang Gernet danke ich für die Überlassung des Themas und die Möglichkeit, diese Arbeit an der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde der Ludwig-Maximilians-Universität München durchführen zu können.

Mein besonderer Dank gilt meinem Betreuer Herrn Prof. Dr. Florian Beuer für die wertvolle Unterstützung bei der Erstellung der Arbeit. Ohne seine Erfahrung, seine fachkundigen Kommentare und Einschätzungen wären die zum Teil komplexen Versuche und letztlich die vorliegende Arbeit nicht möglich gewesen.

Allen Mitarbeitern des zahntechnischen Labors und der Werkstoffkunde danke ich für die Bereitstellung von Material und Geräten, sowie für die Unterstützung durch ihre Fachkompetenz. Besonders hervorheben möchte ich dabei Frau ZT Marlis Eichberger und natürlich Herrn ZTM Josef Schweiger für seine phänomenale Hilfsbereitschaft bei technischen Problemen, der Einarbeitung im Forschungslabor und die Einführung in die „CAD/CAM Welt“. ZT John Meinen möchte ich an dieser Stelle ebenfalls für seine Hilfe beim Aufpassen der Brücken danken.

Bei Dr. Reza Saeidi Pour möchte ich mich für seine Spontanität, seinen Perfektionismus und die daraus resultierenden fabelhaften Fotografien bedanken.

Herrn Dipl. Ing. Dr. Kurt Erdelt gebührt mein Dank für die Erklärung des Bruchlastversuchs und die statistische Auswertung aller Versuchsergebnisse.

Amann Girrbach danke ich für die Bereitstellung aller Zirkonoxid Rohlinge und die fachkompetente telefonische Unterstützung durch Herrn Falko Noak.

Meinen Eltern und meinen Freunden danke ich für ihre Motivation, Geduld und Hilfe, die es mir erst möglich machten, die vorliegende Arbeit in diesem Zeitrahmen umzusetzen

Eidesstattliche Versicherung

Hiermit erkläre ich, Anna-Victoria Clauss, an Eides statt, dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Thema:

„Mechanische Festigkeit und Verschleißverhalten von monolithischen Zirkonoxidbrücken“

selbstständig verfasst, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel bedient und alle Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd übernommen sind, als solche kenntlich gemacht und nach ihrer Herkunft unter Bezeichnung der Fundstelle einzeln nachgewiesen habe.

Ich erkläre des Weiteren, dass die hier vorgelegte Dissertation nicht in gleicher oder in ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung eines akademischen Grades eingereicht wurde.

Ort, Datum

Unterschrift Doktorandin/Doktorand